

**VŠB – Technická univerzita Ostrava**

**Fakulta elektrotechniky a informatiky**

**Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Charakterizace výstupních parametrů  
chirurgického laseru**

**Surgery Laser Output Parameters  
Characterization**

**2013**

**Bc. Michaela Búšová**

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Michaela Búšová**  
Studijní program: N2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství  
Téma: Charakterizace výstupních parametrů chirurgického laseru  
Surgery Laser Output Parameters Characterization

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou konstrukce a činnosti typů laserů.
2. Seznámení se s problematikou laserů používaných v lékařské terapii.
3. Seznámení se s bezpečností a legislativou při použití terapeutických laserů .
4. Návrh bezpečnostních opatření a postupů při využití terapeutických laserů v laboratorních podmínkách.
5. Návrh a realizace měření na lékařském laseru pro charakterizaci výstupních parametrů.
6. Provedení experimentů a měření.
7. Zhodnocení a analýza výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] ROZMAN, Jiří. *Lékařská přístrojová technika 3*. Skriptum. Brno, FE VUT, 1992.
- [2] ROZMAN, Jiří et al. *Technika v lékařské praxi*. Praha, Scientia Medica.
- [3] CHMELÁŘ, Milan a Jiří ROZMAN. *Lékařská přístrojová technika*. Praha: SNTL, 1982. 181 s.
- [4] CHMELÁŘ, Milan, Aleš DRASTICH a Jiří ROZMAN. *Lékařská přístrojová technika 2*. 1. vyd. Praha : Nakladatelství techn. lit., 1984. 179 s.
- [5] BRONZINO, Joseph D. et al. *The biomedical engineering handbook*. Boca Raton(USA): CRC Press, 1995. 2896 s. ISBN 0849383463/978-0849383465.
- [6] PEREZ, Reinaldo. *Design of Medical Electronic Devices*. 1st edition. San Diego(USA): Academic Press, c2002. 296 s. ISBN 0125507119.
- [7] WEBSTER, John. *Medical instrumentation: Application and Design*. 3rd Edition. Hoboken (USA): Wiley, c1998. 691 s. ISBN 0471153680.
- [8] CARR, Joseph J. a John M. BROWN. *Introduction to biomedical equipment technology*. 4th ed. Upper Saddle River(USA): Prentice Hall, c2001. 743 s. ISBN 0-13-010492-2.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Marek Gajovský**

Datum zadání: 18.11.2011

Datum odevzdání: 07.05.2013



---

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
*vedoucí katedry*



---

prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
*děkan fakulty*

### **Prohlášení**

*Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých bylo čerpáno.*

*Michaela Búšová*

Michaela Búšová

*Datum odevzdání diplomové práce: 7. 5. 2013*

*V Ostravě*

*dne 7. 5. 2013*

## **Poděkování**

*Na tomto místě bych ráda poděkovala svým rodičům, za veškerou podporu při mém studiu. Můj vděk patří také mému školiteli panu Ing. Marku Gajovskému, který mi byl nápomocen při řešení problematických situací. Také bych ráda poděkovala panu Vlastimilu Remsovi – technikovi firmy SEC electronic s.r.o., který byl ochoten se mnou prodiskutovat všechny odborné otázky. V neposlední řadě bych ráda poděkovala panu ing. Marku Penhakerovi, PhD, za jeho cenné rady a pomoc při pořizování měřicích přístrojů.*

## **Abstrakt**

Tato diplomová práce je zaměřena na lasery. Jsou zde popsány jednotlivé součásti laserů, jejich vlastnosti a způsob generace optického záření. Lasery jsou rozděleny nejen podle vlastností, ale také podle způsobu užití. Tato práce je orientována převážně na lasery používané v různých odvětvích medicíny. Součástí je také bezpečnost při práci s lasery. Praktická část je zaměřena na chirurgický laser Nd:YAG. Jsou zde uvedeny jeho vlastnosti, výstupní parametry a způsoby jejich měření. Vzhledem k tomu, že se jedná o kontinuální laser, je měření orientováno na pološířku svazku a výstupní výkon. Na základě zmíněného měření byla zjištěna divergence svazku, prostorová struktura svazku a hustota výkonu. Po zhodnocení výstupní charakteristiky tohoto chirurgického laseru byla navržena dodatečná bezpečnostní opatření.

## **Klíčová slova**

Nd:YAG laser; střední výkon; hustota výkonu; prostorová struktura svazku; divergence svazku

## **Abstract**

This diploma thesis is based on lasers. It describes single parts of lasers, their characteristics and the way of optical radiation generation. Lasers are divided according to their characteristics and according to the way of use. This thesis is directed towards medicine lasers. It also contains laser safety information. Practical part is specialized in surgical laser Nd:YAG. This chapter includes attributes of this device, output parameters and the methods of measurement. Because of continual mode of generation, measurements are focused on the radius of the laser beam and its power. On the basis of this parameters, beam divergence, beam profile and power density were calculated. Safety measures were suggested on the basis of the measurement outcome.

## **Key words**

Nd:YAG laser; power; power density; beam profile; beam divergence

### Seznam použitých symbolů a zkratk

$a$	příčný rozměr zrcadla [ $m$ ]
$\vec{B}$	vektor magnetické indukce
$B_0$	amplituda magnetické indukce
$c$	rychlost světla ve vakuu [ $m/s$ ]
$CCD$	charge-couple device
$d$	mřížková konstanta
$e$	Eylerovo číslo
$\vec{E}$	vektor intenzity elektrického pole
$E_0$	amplituda elektrického pole
$E_0 - E_i$	energetické hladiny kvantové soustavy
$E_P$	energie 1 pulzu [ $J$ ]
$f$	frekvence [ $Hz$ ]
$f_r$	rezonanční frekvence [ $Hz$ ]
$g_1, g_2$	bezrozměrné parametry, v jejichž rovině se nachází diagram stability
$h$	Planckova konstanta
$I$	hustota (intenzita) záření [ $W/m^2$ ]
$\Delta I$	přírůstek intenzity $I$ [ $W/m^2$ ]
$k$	vlnové číslo (absolutní hodnota vlnového vektoru) [ $m^{-1}$ ]
$\vec{k}$	vlnový vektor
$l$	vzdálenost mezi měřenými místy [ $m$ ]
$L$	délka rezonátoru [ $m$ ]
$LED$	light-emitting diode
$n$	řád interferenčního maxima
$N_F$	Fresnelovo číslo
$N_i$	objemová hustota částic [ $m^{-3}$ ]
$Nd:YAG$	yttrium aluminium granát dopovaný neodymem
$P$	střední výkon [ $W$ ]
$P_P$	výkon 1 pulzu [ $W$ ]
$Q$	činitel jakosti rezonátoru
$r$	rozdíl pološířek svazku v měřených vzdálenostech [ $m$ ]
$r_1, r_2$	poloměr křivosti zrcadel rezonátoru [ $m$ ]
$S$	obsah plochy [ $m^2$ ]
$U_0$	energie v rezonátoru v čase 0 [ $J$ ]
$w(z)$	pološířka svazku [ $m$ ]
$z_R$	Rayleighova vzdálenost [ $m$ ]
$\Delta z$	tloušťka vrstvy
$\alpha$	součinitel zesílení
$\beta$	součinitel pasivních ztrát
$\delta$	úhel odklonu [ $^\circ$ ]
$\theta$	divergence svazku [ $^\circ$ ]

$\lambda$	vlnová délka [ $m$ ]
$\sigma$	materiálový parametr – účinný průřez [ $m^2$ ]
$\tau$	šířka impulzu [ $s$ ]
$\tau_c$	doba života fotonu v rezonátoru [ $s$ ]
$\phi$	fázová konstanta
$\omega$	kruhová frekvence vlny [ $s^{-1}$ ]



## Obsah

1	Úvod.....	3
2	Úvod do problematiky.....	4
2.1	Světlo.....	4
2.1.1	Rovinná elektromagnetická vlna.....	4
2.1.2	Polarizace elektromagnetické vlny.....	5
2.1.3	Druhy elektromagnetického záření.....	5
2.2	Látka – soubor kvantových soustav.....	6
2.2.1	Buzení kvantových soustav.....	6
2.3	Vzájemné působení optického záření a látky.....	7
3	Laser.....	8
3.1	Aktivní prostředí.....	8
3.2	Optický rezonátor.....	9
3.2.1	Dělení otevřených optických rezonátorů.....	10
3.3	Dělení laserů.....	11
3.3.1	Povaha aktivního prostředí.....	11
3.3.2	Počet energetických hladin.....	14
3.3.3	Způsob čerpání energie.....	15
3.3.4	Režim generace laseru.....	15
3.3.5	Generovaná vlnová délka.....	16
3.3.6	Oblast využití.....	16
4	Lasery v lékařství.....	18
4.1	Chirurgie.....	19
4.1.1	Oftalmologie.....	21
4.1.2	Urologie.....	22
4.1.3	Kardiologie.....	22
4.1.4	Gynekologie a porodnictví.....	22
4.2	Stomatologie.....	22
4.3	Fotodynamická terapie.....	23
4.4	Dermatologie.....	23
4.5	Rehabilitace a balneologie.....	24

5	Bezpečnost a legislativa .....	25
5.1	Nebezpečí z ozáření .....	25
5.1.1	Biologické efekty laserového záření .....	27
5.2	Nebezpečí úrazu elektrickým proudem .....	27
5.3	Zákonné normy pro práci s laserem .....	28
5.3.1	Rozdělení laserů do tříd.....	28
5.3.2	Bezpečnostní opatření .....	30
6	Měření parametrů chirurgického laseru .....	31
6.1	Vlastnosti laseru .....	31
6.2	Bezpečnost v laboratoři VŠB .....	36
6.3	Výstupní parametry a způsoby jejich měření .....	39
6.3.1	Měření vlnové délky.....	39
6.3.2	Měření parametrů kontinuálních laserů.....	41
6.3.3	Měření parametrů laserů pulzních a impulzních .....	42
6.4	Charakteristika výstupních parametrů.....	43
6.4.1	Měřicí přístroje .....	44
6.4.2	Pološířka svazku a prostorová struktura.....	45
6.4.3	Divergence svazku .....	46
6.4.4	Střední výkon .....	47
6.4.5	Hustota výkonu a energie .....	49
6.5	Vyhodnocení bezpečnosti užití .....	50
7	Závěr .....	55

# 1 Úvod

Základním kamenem této diplomové práce je laser. Tento přístroj během několika desítek let své existence pronikl do mnoha oborů lidské činnosti, ať už to byla věda, průmysl, medicína, kosmetika či jiné. Základem objevení laseru byla kvantová mechanika, která je považována za nejabstraktnější část fyziky. I když jsou zákony kvantové mechaniky pro většinu lidské populace nepochopitelné a nesrozumitelné, vzniklo na jejich základě něco tak užitečného a praktického, že se s tímto pojmem už setkal téměř každý z nás.

Jak již bylo uvedeno, laser je v dnešní době také nepostradatelnou součástí medicíny. V tomto oboru byl používán již od samotného objevu. Největším kladem tohoto přístroje je možnost koncentrovat energii optického záření na malou plochu a tím velice zpřesnit řezání či vypalování živých tkání. Výhodou laseru je umožnění bezdotykového, ostře ohraničeného řezu tkáněmi a odstranění i velmi malých struktur bez poškození okolí a bez možnosti zanesení infekce do rány.

Tato diplomová práce je rozdělena do několika základních kapitol. V první kapitole jsou rozebrány základní pojmy, které jsou nezbytné pro pochopení problematiky konstrukce a činnosti laserů. Jsou zde také popsány děje, které probíhají přímo při generaci laserového záření.

Další kapitola se zabývá lasery samotnými. Jsou v ní popsány jednotlivé základní části laseru a jejich funkce v laseru jako celku. Tato kapitola se také soustředí na rozdělení laserů podle různých parametrů.

Na rozdělení laserů navazuje třetí kapitola, která je zaměřena na lasery využívané v lékařství, především tedy v lékařské terapii. Jsou zde popsána jednotlivá odvětví, ve kterých se laserového svazku využívá a způsoby jeho použití.

Následuje část s popisem bezpečnosti při práci s laserovým zářením a rozdělení laserů do tříd podle limitu přístupné energie, které vyjadřuje maximální úroveň emise povolené v dané třídě.

Předposlední část této práce je zaměřena na charakteristiku chirurgického Nd:YAG laseru. Popisuje vlastnosti laseru, na základě kterých je vytvořen návrh bezpečnostních opatření a postupů při práci v laboratorních podmínkách VŠB. Jsou zde popsány jednotlivé způsoby měření pro charakterizaci výstupních parametrů laserů. Součástí popisu jednotlivých měření jsou schémata zapojení, popis jejich průběhu, vzorce, podle kterých byly jednotlivé výstupní charakteristiky dopočteny a grafy znázorňující výstupní parametry laseru. Na základě naměřených hodnot je pomocí regresní analýzy vypočtena přibližná hodnota bezpečné vzdálenosti při práci s laserem.

Na závěr této práce jsou shrnuty dosažené výsledky a porovnány s vlastnostmi uvedenými v literatuře. Je zde také zahrnuto zhodnocení splnění zadání.

## 2 Úvod do problematiky

Aby bylo možno vysvětlit, na jakém principu je laser založen, je potřeba nejprve objasnit několik základních pojmů, bez kterých by se funkčnost laseru jen těžko popisovala.

### 2.1 Světlo

Světlo, nebo též elektromagnetické záření je jednou z forem přenosu energie prostorem. Ať už se jedná o rentgenové záření vyzařované při vyšetření v lékařství, energii vyzařovanou Sluncem, či teplo z krbu, ve všech těchto příkladech se jedná o energii přenášenou elektromagnetickým zářením. Všechny tyto formy zářivé energie jsou založené na stejné vlnové podstatě a díky tomu se přenos energie ve vakuu děje stejnou rychlostí a to právě rychlostí světla.

Elektromagnetické záření si můžeme představit jako rozložení elektrického a magnetického pole v prostoru a čase. Ve volném prostoru může být elektromagnetické záření považováno za složení mnoha elektromagnetických vln.

#### 2.1.1 Rovinná elektromagnetická vlna

Rovinná vlna je nejjednodušší příklad elektromagnetické vlny. Ta představuje navzájem svázané periodické kmity elektrického a magnetického pole. Energie se tedy šíří prostorem za postupného přelévání od magnetického k elektrickému poli a zpět. Lineárně polarizovaná rovinná elektromagnetická vlna je nejjednodušším modelem elektromagnetické vlny. Tato vlna je popsána prostoročasným rozložením vektoru intenzity elektrického pole  $\vec{E}$  a vektoru magnetické indukce  $\vec{B}$  ve tvaru:

$$\vec{E} = \vec{e}_y E_0 \cos(\omega t - kz + \Phi) \quad (2.1)$$

$$\vec{B} = \vec{e}_x B_0 \cos(\omega t - kz + \Phi) \quad (2.2)$$

Kartézská souřadná soustava je zvolena tak, že se elektromagnetická vlna šíří ve směru osy  $z$ . Směr šíření rovinné vlny udává vlnový vektor  $\vec{k}$ . Vektor intenzity elektrického pole  $\vec{E}$  má směr osy  $y$  daný jednotkovým vektorem  $\vec{e}_y$  a vektor magnetické indukce  $\vec{B}$  je k němu vždy kolmý, má tedy směr osy  $x$ , který je dán pro změnu jednotkovým vektorem  $\vec{e}_x$ .

Dalším důležitým pojmem je vlnová délka označována jako  $\lambda$ . Ve volném prostoru souvisí s kruhovou frekvencí  $\omega$ , nebo také s frekvencí  $f$  podle vztahu:

$$\lambda = \frac{2\pi c}{\omega} = \frac{c}{f} \quad (2.3)$$

Fáze vlny se nemění do té doby, dokud mezi prostorovou a časovou souřadnicí platí vztah

$$\omega t - kz = \text{konst.} \quad (2.4)$$

Tento vztah definuje v prostoru vlnoplochu, což je geometrické místo stejné fáze. V tomto případě se jedná o rovinu, proto bývá popisovaná vlna označována jako rovinná. [1]

### 2.1.2 Polarizace elektromagnetické vlny

Elektromagnetické vlny jsou ve volném prostoru vlnami transverzálními, což znamená, že vektor intenzity elektrického pole  $\vec{E}$  je vždy kolmý k vlnovému vektoru  $\vec{k}$ , udávajícímu směr šíření vlny. Pokud je světlo přirozené neboli nepolarizované, množina všech těchto kolmých vektorů ke  $\vec{k}$  vyplňuje celou rovinu. Vektor intenzity elektrického pole  $\vec{E}$  tedy nahodile mění svou orientaci.

Polarizace elektromagnetické vlny se pak provádí změnou směru intenzity elektrického pole elektromagnetické vlny ve zvoleném místě prostoru. Koncový bod  $\vec{E}$  pak opisuje uzavřenou křivku. Rovinu, ve které leží vektor intenzity elektrického pole  $\vec{E}$  a vektor směru šíření paprsku  $\vec{k}$  pak nazýváme rovinou polarizace.

Polarizované světlo se zobrazuje projekcí  $\vec{E}$  do roviny kolmé k paprsku. Pokud je projekcí přímka, světlo nazýváme lineárně polarizovaným, je-li projekcí kruh či elipsa, jedná se o světlo kruhově nebo elipticky polarizované. Směr otáčení  $\vec{E}$  pak určuje, zda se jedná o pravotočivou nebo levotočivou polarizaci. [1], [2]

### 2.1.3 Druhy elektromagnetického záření

Elektromagnetické záření šířící se ve vakuu lze popsat jako složení elektromagnetických vln o různých frekvencích, různých směrech šíření a různých polarizací. Charakteristické vlastnosti daného elektromagnetického záření jsou dány množinou těchto frekvencí, směrů šíření a polarizací jednotlivých vln. V závislosti na frekvenci nebo též vlnové délce rozeznáváme různé druhy záření od gama záření přes viditelné záření až po radiové vlny.

Jestliže je množina frekvencí vln přítomných v elektromagnetickém poli část spojitého intervalu, hovoříme o tzv. spojitém spektru. To se znázorňuje pomocí spektrální křivky, která závisí na vlastnostech zdroje záření. Čárové spektrum je teoretickým přiblížením pro spektrum složeného z jednoho nebo více maxim s velmi malými spektrálními šířkami. Záření lze tedy popsat jako součet vln s obecně různými frekvencemi.

Pokud záření obsahuje pouze jednu frekvenční složku diskrétního spektra, jedná se o monochromatické záření. Nejedná se však o záření s jedinou vlnou, i monochromatické záření může být složeno z vln o různých fázích, různé polarizace a různých směrů vln.

Pokud frekvence, fáze nebo polarizace skládajících se vln nejsou navzájem nijak vázány, vzniká neuspořádané elektromagnetické pole a má charakter náhodných šumů. Toto záření je označováno jako záření nekoherentní. Záření koherentní je takové, které má jednotlivé složky navzájem svázány. Koherence je míra statistického uspořádání. Tento pojem jde často ruku v ruce s pojmem interference. Pole, ve kterých dochází k interferenci, mají jistou míru statistické uspořádanosti. Pokud v nich interference nevznikají, jsou vzájemně skládané signály považovány za nekoherentní. [1]

## 2.2 Látka – soubor kvantových soustav

Látkové prostředí je tvořeno molekulami, atomy a ionty a ty jsou dále složeny z protonů, elektronů a neutronů. Stacionární stavy vázaných soustav mají přesně definované energie. Soustavy vázaných částic mají více vnitřních stacionárních stavů a tím i více energetických hodnot jim náležících. Jsou nazývány energetickými hladinami kvantové soustavy.

Stav, kterému odpovídá nejmenší hodnota energie  $E_0$ , je nazván stavem základním. Ostatní stavy nazýváme vzbuzenými nebo excitovanými stavy. Rozdíl mezi energií základního a vzbuzeného stavu je označen jako excitační energie. Nejvyšší energetická hladina soustavy odpovídá rozpadu kvantové soustavy. Počet energetických hladin v kvantových soustavách se označuje  $i$ . Objemová hustota počtu částic jednotlivých energetických hladin je pak označována  $N_i$ . Počet částic  $N_i$  je obecně náhodné číslo, neustále se mění. Statistická střední hodnota  $\overline{N_i}$  se nazývá populace energetické hladiny a označuje obsazení  $i$ -té energetické hladiny.

Pokud v kvantové soustavě neprobíhají žádné změny, je tato soustava v tzv. termodynamické rovnováze. Všechny veličiny, kterými je kvantová soustava popsána, jsou časově neměnné. Populace energetických hladin v souboru kvantových soustav je úměrná pravděpodobnostnímu rozdělení počtu částic podle energie a je dána tzv. Boltzmannovým rozdělením. Populace horní hladiny je tedy menší než populace hladiny dolní.

Větší populace pro vyšší energetickou hladinu je možno dosáhnout v některých nerovnovážných souborech částic. Tento jev je označován jako inverze populace hladin. V systému s termodynamickou rovnováhou by mohla inverze populace hladin nastat pouze při záporné teplotě.

V idealizovaném stavu setrvává každá kvantová soustava po nekonečně dlouhou dobu v některém ze svých stacionárních stavů. Ve skutečnosti však není žádná kvantová soustava dokonale izolovaná od okolních vlivů, které způsobují změnu stacionárního stavu kvantové soustavy. Tato změna se nazývá kvantový přechod a dělíme ji na zářivý a nezářivý podle toho, v jakou energii se přeměňuje vnitřní energie kvantové soustavy.

### 2.2.1 Buzení kvantových soustav

Selektivním zvyšováním populace vyšších energetických hladin kvantových soustav se v látce vytváří a udržuje termodynamicky nerovnovážný stav. Tento děj je nazýván buzením a jedná se o předávání energie kvantovým soustavám od okolního prostředí, čímž dochází ke kvantovým přechodům z dolní na horní energetické hladiny. Podle toho, jaká forma energie je přeměněna na excitační energii dělí se buzení na optické, elektrické, chemické aj.

Buzení je nutnou podmínkou luminiscence nebo zesilování v kvantovém zesilovači (v laserovém aktivním prostředí). Vnější působením se vytváří nerovnovážné rozdělení

populace hladin. Podmínkou pro zesilování je intenzivní buzení, které musí vést k inverzi populace hladin.

Opakem buzení je relaxace. Jedná se o proces navrácení termodynamické rovnováhy v souboru kvantových soustav. Pro populaci hladin to znamená návrat k Boltzmannovu rozdělení. [1], [2]

## 2.3 Vzájemné působení optického záření a látky

Pokud dochází ke kvantovému přechodu z horní energetické hladiny na dolní, kvantová soustava ztrácí rozdíl energií příslušejících daným hladinám. Tato energie může být vyměňována s elektromagnetickou vlnou o frekvenci nazývané frekvence kvantového přechodu. Množství předávané energie je dáno následujícím vzorcem:

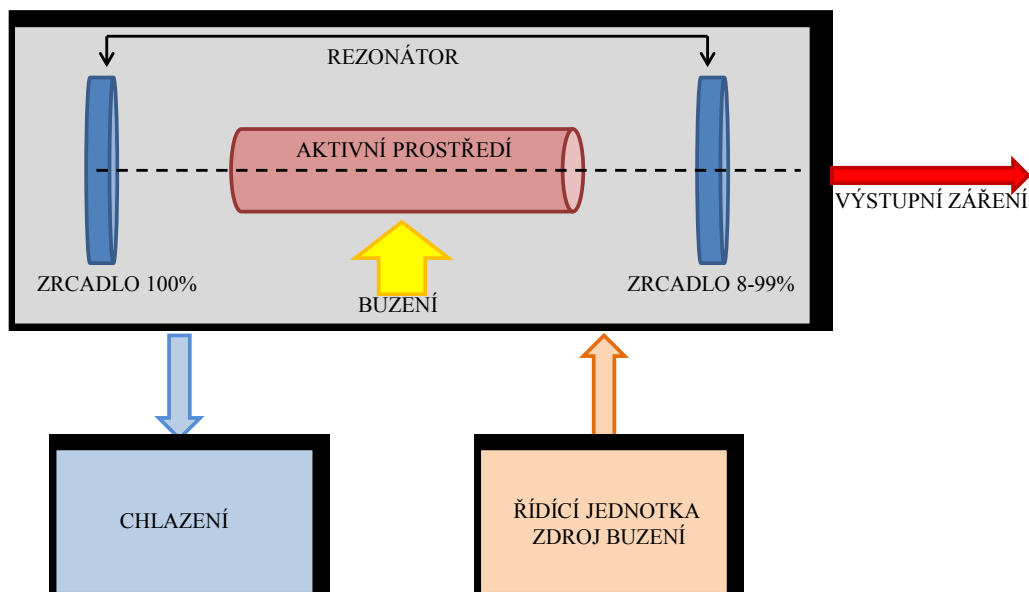
$$\Delta E = E_2 - E_1 = hf \quad (2.5)$$

Toto kvantum energie je nazýváno fotonem též známým pod pojmem kvazičástice. Na záření o známé frekvenci je tedy pohlíženo jako na proud fotonů. [1]

Jsou definovány 3 typy interakce optického záření a látky. Prvním z nich je absorpce. Jedná se o zánik fotonu za současného přechodu kvantové soustavy z nižší energetické hladiny na vyšší. Opačný proces k absorpci je emise. Dochází k ní pouze tehdy, je-li kvantová soustava v excitovaném stavu a to samovolným uvolněním fotonu s frekvencí odpovídající frekvenci kvantového přechodu. Tato emise se přesněji nazývá spontánní emisí. Oproti tomu existuje také stimulovaná emise, při které záření o rezonanční frekvenci  $f_r$  vyvolá kvantový přechod, při němž je uvolněn foton o téže frekvenci. Směr šíření a polarizace vlny je stejná jako u vlny, která vyvolala kvantový přechod. Vzhledem k tomu, že každá látka má své specifické vzdálenosti jednotlivých energetických hladin, přijímá nebo vysílá pouze záření o dané frekvenci. V tomto případě je možno hovořit o charakteristickém absorpčním a emisním spektru látky.

### 3 Laser

Slovo laser vzniklo jako zkratka z anglického názvu „light amplification by stimulated emission of radiation“, což v překladu znamená zesilování světla za pomoci stimulované emise. Zesilování optického záření se však děje pouze v laserovém zesilovači a název laser popisuje celý generátor optického záření, který se skládá z laserového zesilovače (aktivního prostředí) s kladnou zpětnou vazbou realizovanou zrcadly optického rezonátoru. Obr.1 znázorňuje základní sestavení jednotlivých částí laseru, které budou popsány níže.



Obr.1 Základní součásti laseru [1]

#### 3.1 Aktivní prostředí

Jedná se o soubor kvantových soustav, které jsou rozmístěné v jisté konečné části prostoru a pomocí buzení byly vyvedeny ze stavu termodynamické rovnováhy. Buzením se zvýší celková vnitřní energie a dochází k inverzi populace hladin. Po průchodu vlny optického záření planparalelní vrstvou aktivního prostředí ve směru normály k rovině rozhraní dochází ke zvýšení toku energie resp. intenzity záření  $I$  v důsledku stimulované emise, absorpce a spontánní emise o:

$$(\Delta I)_{stim} = \sigma N_2 I \Delta z \quad (3.1)$$

$$(\Delta I)_{abs} = -\sigma N_1 I \Delta z \quad (3.2)$$

$$(\Delta I)_{spont} = +k N_2 \Delta z \quad (3.3)$$

Výsledná změna intenzity rezonančního záření je dána součtem jednotlivých intenzit. Při dostatečně velké vstupní intenzitě bude změna intenzity v důsledku spontánní emise



zanedbatelná, protože jako jediná nezávisí na vstupní intenzitě. V tomto případě bude přírůstek intenzity  $\Delta I$  úměrný tloušťce vrstvy  $\Delta z$ , rozdílu populace horní a dolní energetické hladiny  $(N_2 - N_1)$  a intenzitě dopadajícího záření  $I$ . Pokud rozdíl populace hladin není závislý na prostorové souřadnici (prostředí je homogenní), pak se jedná o exponenciální nárůst intenzity elektromagnetické vlny se vzdáleností  $z$ , kterou elektromagnetická vlna urazí v aktivním prostředí:

$$I = I_0 e^{(\alpha - \beta)z} \quad (3.4)$$

V uvedené rovnici je součinitel zesílení vyjádřen jako  $\alpha$  a proto, že se v aktivním prostředí nacházejí i jiné než aktivní kvantové soustavy, dochází zde také k přídavným ztrátám a absorpci elektromagnetického záření, které nesouvisí s přechody mezi pracovními hladinami  $E_2$  a  $E_1$ . Tyto ztráty v aktivním prostředí jsou zastoupeny součinitelem pasivních ztrát s označením  $\beta$ . Intenzita v závislosti na prostorové souřadnici vzrůstá, jen pokud je součinitel zesílení větší než součinitel ztrát. [1]

Vhodným umístěním do optického rezonátoru vzniká laser. Aktivní prostředí se opracovává do tvaru válce nebo kvádry a jeho osa je totožná s optickou osou rezonátoru. Záření, které se šíří ve směru optické osy je zesilováno v aktivním prostředí a odráženo zrcadly na koncích rezonátoru. Následně putuje zpět do aktivního prostředí, kde je opět zesilováno. Na jedné straně optického rezonátoru je umístěno polopropustné zrcadlo, skrz které vychází záření ven. Z hlediska optického rezonátoru je toto záření označováno jako činné ztráty.

Laserový systém dosáhne prahu generace právě tehdy, když zesílení optického záření v aktivním prostředí kompenzuje všechny ztráty v optickém rezonátoru a to ať už ztráty činné, tak všechny ostatní ztráty.

## 3.2 Optický rezonátor

V optickém rezonátoru se hromadí nebo se zde na jistou dobu udržuje optické záření. Po krajích jsou umístěna zrcadla. Mají různý tvar podle toho, o jaký typ optického rezonátoru se jedná. Kvůli vlastním ztrátám není možné v žádném rezonátoru uchovat energii navždy.

Optický rezonátor můžeme charakterizovat těmito veličinami: činitel jakosti rezonátoru  $Q$  a doba života fotonu v rezonátoru  $\tau_c$ . Činitel jakosti rezonátoru udává míru schopnosti optického rezonátoru uchovávat energii. Doba života fotonu v rezonátoru popisuje časový interval, za který klesne energie uvnitř rezonátoru na hodnotu  $U(0)/e$ . Je známa také jako relaxační doba energie v rezonátoru.

$$Q = 2\pi f_r \tau_c \quad (3.5)$$

Mimo těchto veličin je podstatná také délka optického rezonátoru  $L$  neboli vzdálenost zrcadel a příčný rozměr zrcadel. Vzhledem k tomu, že je příčný rozměr zrcadel konečný, dochází k úniku energie z optického rezonátoru, takto způsobené ztráty jsou nazývány

difrakčními ztrátami. Difrakční ztráty se zvětšují s poklesem příčného průřezu zrcadla a s nárůstem délky rezonátoru a vlnové délky. Platí-li

$$\frac{a_1 a_2}{4\lambda L} \gg 1 \quad (3.6)$$

pak jsou difrakční ztráty zanedbatelné. Tímto vztahem je vyjádřeno tzv. Fresnelovo číslo  $N_F$ , které je kritériem velikosti difrakčních ztrát optického rezonátoru. [1], [3]

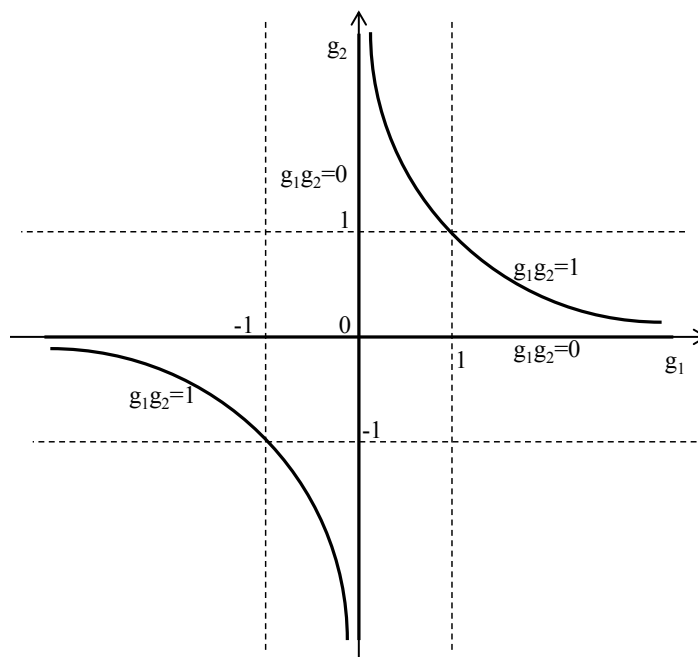
### 3.2.1 Dělení otevřených optických rezonátorů

Jak již bylo zmíněno, optický rezonátor je na obou stranách ukončen zrcadly. Tato zrcadla mají různé tvary charakterizované jejich poloměry křivosti  $r_1$  a  $r_2$  a právě podle jejich poloměru dělíme jednotlivé rezonátory:

planparalelní	$r_1 = r_2 = \infty$
konfokální	$r_1 + r_2 = 2L$
koncentrický	$r_1 + r_2 = L$
hemisférický	$r_1 = L, r_2 = \infty$

**Tab. 1: Rozdělení rezonátorů laseru podle parametrů zrcadel**

Další dělení otevřených optických rezonátorů je podle velikosti difrakčních ztrát a to na rezonátory stabilní a nestabilní. Stabilní rezonátor se pozná podle toho, že po mnohonásobném průchodu optickým rezonátorem neztrácí podstatnou část své energie.



**Obr.2 Diagram stability [1]**

Zda se jedná o rezonátor stabilní či nestabilní lze vyčíst po výpočtu bezrozměrných parametrů  $g_1$  a  $g_2$  z diagramu stability, který je znázorněn na Obr.2. Tyto bezrozměrné parametry lze vypočíst podle vzorce

$$g_{1,2} = 1 - \frac{L}{r_{1,2}} \quad (3.7)$$

Poloměr křivosti je kladný, pokud leží střed křivosti zrcadla uvnitř rezonátoru. V opačném případě má poloměr křivosti záporné znaménko. Jak lze z diagramu stability vyčíst, rezonátor je stabilní, pokud platí

$$0 < g_1 g_2 < 1 \quad (3.8)$$

### 3.3 Dělení laserů

Lasery je možno dělit hned podle několika základních kritérií, které popisují jejich primární vlastnosti a využití. Je možné nalézt i jiná rozdělení laserů do skupin, zde jsou však zahrnuty ty nejčastěji používané.

#### 3.3.1 Povaha aktivního prostředí

##### 3.3.1.1 Pevnolátkové lasery

Do této skupiny patří lasery s aktivním prostředím z dielektrických krystalů, skla nebo keramiky. Musí být průzračné pro budící i generované záření, opticky homogenní a musí být uměle technologicky vyrobitelné. Veškerá aktivní prostředí pevnolátkových laserů jsou vysokoúčinnými luminofory. Krystalické materiály jsou rozděleny do několika skupin. Nejpoužívanější z nich jsou oxidy, granáty a alumináty. Skla jsou mnohem snadněji vyrobitelná. Je zde umožněno dosáhnouti výborné homogenity při větších rozměrech i lehčího dosáhnouti výborné optické kvality povrchu. Mají však oproti krystalickým materiálům menší tvrdost a menší tepelnou vodivost. Keramické aktivní prostředí se vyznačuje nízkou pořizovací cenou a vyšší tepelnou vodivostí.

Pevnolátkové lasery jsou složeny z laserové hlavice s aktivním prostředím, budící jednotkou a optickým rezonátorem, dále zdrojovou jednotkou a chladicí jednotkou. Aktivní prostředí je zpravidla opracováno do tvaru válce s matnou válcovou plochou a opticky vyleštěnými čely. Tato čela jsou buďto zkosená pod určitým pevně daným úhlem (podle materiálu, ze kterého je krystal vyroben) nebo jsou kolmá k ose válce. U pevnolátkových laserů se nejčastěji používá optické buzení a to xenonovými nebo kryptonovými výbojkami, neboť nejvíce vyhovují svým optickým spektrem. Aktivní prostředí a výbojka se umísťují do jedné dutiny. Nejčastěji se využívá tvar eliptického válce, přičemž aktivní prostředí je umístěno do jednoho ohniska elipsy a budící výbojka do druhého ohniska. Pro zvýšení odrazivosti je vnitřní stěna budící dutiny pokovena vrstvou stříbra, zlata nebo dielektrickými vrstvami.

Prvním z vyrobených laserů byl rubínový laser. Nazývá se podle svého aktivního prostředí tvořícího monokrystal rubínu, který generuje koherentní záření o vlnové délce 0,6943  $\mu\text{m}$ . K funkci rubínového laseru se užívá tří energetických hladin rubínu. Nejčastěji pracuje v impulsním režimu. Celková účinnost rubínového laseru je menší než 1%. Většina energie z buzení je rozptýlena v krystalu ve formě tepla, dochází k posuvu energetických hladin a k přerušení generace laserového záření. Z tohoto důvodu je nezbytnou součástí rubínového laseru chlazení. V průběhu vývoje byl v mnoha odvětvích postupně nahrazen jinými druhy laserů. [1], [3]

Relativně dost rozšířeným pevnolátkovým laserem je neodymový laser. Jeho aktivní prostředí tvoří sklo dopované  $\text{Nd}_2\text{O}_3$ . Díky tomu lze vyrobit aktivní prostředí o velkých rozměrech a dobré optické kvalitě. Existuje velké množství druhů skel dopovaných neodymovými ionty. Skla se využívá proto, že má značně menší tepelnou vodivost než krystaly a dále jsou ve sklech širší emisní čáry neodymu. Širší čára nabízí možnost zesílení a generace kratších světelných impulzů. Dovoluje také nahromadění velkého množství energie v zesilovacím médiu. Toto aktivní prostředí pracuje na čtyřhladinovém modelu. Vlnová délka záření závisí na druhu skla. Pro fosfátová skla se pohybuje v rozmezí 1,053-1,054  $\mu\text{m}$ , pro silikátová skla 1,061-1,062  $\mu\text{m}$  a pro neodymová skla na vlnových délkách v oblasti 1,06  $\mu\text{m}$  a s menší účinností v oblastech 0,9  $\mu\text{m}$  a 1,32  $\mu\text{m}$ . Laserové systémy Nd:sklo se při použití doplňují se systémy Nd:YAG. Nd:sklo lasery jsou vhodné pro vysokoenergetické pulzní režimy s malou opakovací frekvencí (velké termionukleární systémy). [1], [2], [3]

Nejvíce používaným typem laseru je Nd:YAG. Aktivní prostředí je tvořeno izotropním krystalem yttrium aluminium granátu dopovaného neodymem. Energetické spektrum tohoto laseru odpovídá čtyřhladinovému modelu. Je možný provoz jak v impulzním tak kontinuálním režimu a to díky účinnému chlazení aktivního prostředí, které je možné kvůli tepelné vodivosti granátu. Při impulsním režimu se přidává do krystalové mřížky YAG iont chromu  $\text{Cr}^{3+}$ , který umožňuje použití xenonové výbojky pro buzení. Excitované ionty chromu předávají svou energii iontům neodymu, čímž zvyšují účinek buzení xenonovou výbojkou. V kontinuálním režimu laseru je aktivní prostředí buzeno hořícími kryptonovými výbojkami. Účinnost Nd:YAG laseru dosahuje až několika procent. [1], [3]

### 3.3.1.2 Plynové lasery

Tyto lasery mají aktivní prostředí v plynné formě. Ve většině případů se jedná o lasery pracující v kontinuálním režimu. Plynové lasery mají díky svému aktivnímu prostředí lepší vlastnosti. Jedná se především o menší deformaci optického svazku při průchodu aktivním prostředím a to z důvodu větší homogenity plynů. Menší deformace pak přispívá k menší divergenci výstupního svazku a blíží se difrakční mezi (pro fyzikálně dokonalé optické soustavy). Je možné dosáhnout vysokou stabilitu frekvence výstupního záření díky malé šířce spektrálních čar. Tyto lasery však mají i své nevýhody. Mají poměrně malou objemovou hustotu počtu částic, která způsobuje malé objemové výstupní výkony.

Výkonové lasery musí být velmi rozměrné. Podle toho, mezi kterými složkami plynu se tvoří inverze populace hladin, rozlišujeme plynové lasery na atomární, iontové a molekulární.

Atomární lasery nesou svůj název podle aktivního prostředí, které tvoří elektricky neutrální (nevázané) atomy. Nejznámějším atomárním laserem je helium-neonový laser. Aktivní prostředí tohoto laseru tvoří atomy neonu, které se excitují v kontinuálním elektrickém výboji ve směsi plynů helia a neonu. Základní fyzikálním procesem jsou nepružné srážky elektronů výboje s atomy neonu a helia. Část kinetické energie elektronů výboje se přeměňuje na vnitřní energii atomu. Populace jednotlivých energetických hladin je závislá na rychlosti a hustotě elektronů výboje ale také na přenosu excitační energie a relaxačních procesech probíhajících v obou komponentách plynové směsi. Heliové atomy slouží jako zásobárna excitační energie, kterou předávají atomům neonu, které jsou před srážkou s heliem v základním stavu.[1] Podle toho jaký je poměr prvků ve směsi a ke kterému přechodu mezi hladinami dojde, vyzařuje helium-neonový laser nejčastěji na třech vlnových délkách. Jedná se o 0,632  $\mu\text{m}$ , 1,152  $\mu\text{m}$  a 3,391  $\mu\text{m}$ . První z uvedených vlnových délek odpovídá červené barvě a právě díky tomuto zbarvení se velmi často používá jako naváděcí laser pro lasery, jejichž vlnová délka spadá do neviditelné části spektra. Helium-neonový laser však může generovat záření v celé škále viditelných a infračervených vlnových délek.

Molekulární lasery se vyznačují zesilováním optického záření v důsledku stimulovaných přechodů mezi energetickými hladinami molekul. Složitost molekulových spekter se promítá do mnoha možností laserových přechodů. Pokud dochází k inverzi populace hladin mezi elektronovými stavy, generuje se ultrafialové nebo viditelné záření. Do této skupiny patří vodíkový, dusíkový a excimerový laser. Dochází-li k inverzi populace mezi vibračně rotačními hladinami molekul, je generováno infračervené a daleké infračervené záření. Tuto skupinu zastupují CO, CO<sub>2</sub>, chemický a gazodynamický laser.

Aktivní prostředí iontových laserů je tvořeno ionty vzácných plynů nebo ionty par kovů. Tyto lasery generují záření na několika různých vlnových délkách ve viditelné a blízké infračervené oblasti spektra. Mají poměrně vysoké požadavky na prahový budicí výkon. [1]

#### 3.3.1.3 Kapalinové lasery

U tohoto typu laserů je tvořeno aktivní prostředí roztoky organických barviv nebo speciálně připravenými kapalinami dopovanými ionty vzácných zemin. Organická barviva tvoří velkou část aktivních prostředí kapalinových laserů. Jedná se o komplexy sloučenin, které mají široká absorpční pásma ve viditelné a ultrafialové oblasti. Výběrem vhodného barviva a zrcadel optického rezonátoru je možné získat koherentní záření na jakékoliv vlnové délce v oblasti od 0,3  $\mu\text{m}$  do 1,3  $\mu\text{m}$ . Lasery, u kterých může být vlnová délka plynně měněna, jsou nazývány přeladitelnými lasery. Negativní vlastností barvivových laserů je chemická a fotochemická stabilita roztoků barviv. Účinkem světla a tepla se benzenová jádra rozpadají. Proto se pro každou vlnovou délku vybírají nejen vhodná

barviva, ale také co nejstabilnější rozpouštědla. Aktivní prostředí se tedy u barvivových laserů postupně mění. Pro buzení barvivových laserů se nejčastěji používá optické záření. [1]

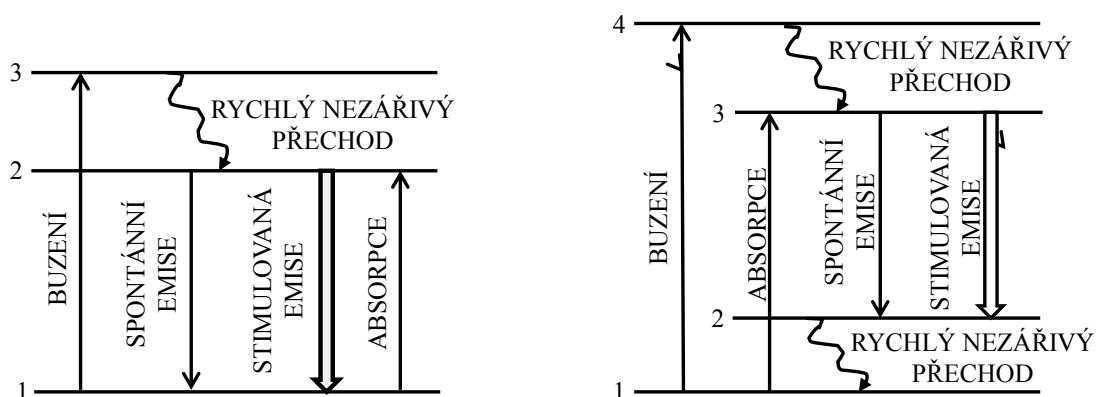
### 3.3.1.4 Plazmatické lasery

Lasery tohoto druhu se vyznačují inverzí populace vytvořenou uvnitř chladnoucího plazmatu. Při relaxaci plazmatu dochází za určitých podmínek k podstatně rychlejší depopulaci dolních energetických hladin než horních energetických hladin některých iontů či atomů. Plazmatické lasery s aktivním prostředím tvořeným mnohonásobně nabitými ionty vedly k vytvoření rentgenového laseru. [1]

Rentgenové lasery jsou zdrojem koherentního rentgenového záření, pracující na principu zesilování spontánního záření pomocí stimulované emise. Podmínkou činnosti rentgenových laserů je dosažení inverze populace hladin na kvantových přechodech s rezonanční frekvencí spadající do oblasti rentgenových frekvencí. Dosavadní výzkum rentgenových laserů se omezuje na generaci měkkého rentgenového záření.

### 3.3.2 Počet energetických hladin

Lasery se dělí také podle počtu energetických hladin, které využívají ke generaci laserového záření. Nejpoužívanější je tříhladinový a čtyřhladinový systém. Další systémy využívají modifikaci jednoho z dříve uvedených systémů.



Obr.3 Schéma přechodů v tříhladinovém a čtyřhladinovém systému [2]

Tříhladinový systém je klasickým modelem kvantového systému s využitím tří energetických hladin. Systém je schopen generovat stimulované záření za předpokladu, že kvantový přechod mezi třetí a druhou hladinou je rychlý a nezářivý. Druhá hladina musí být od základní hladiny dostatečně vzdálená, aby nedocházelo k jejímu zaplňování v důsledku tepelných kmitů mřížky. Všechny tyto přechody jsou znázorněny na první části Obr.3. Nedostatek tříhladinového systému je v malé účinnosti vzhledem k tomu, že k dosažení inverze musí být vybudena ze základní hladiny více než polovina částic. [1], [2], [3]

Čtyřhladinový systém je model laserového aktivního prostředí využívajícího ke generaci čtyř energetických hladin, jak je patrné z druhé části Obr.3. Aby čtyřhladinový systém generoval stimulované záření, musí být kvantové přechody rychlé a nezářivé mezi čtvrtou a třetí a mezi druhou a první energetickou hladinou. Druhá hladina musí být od základní hladiny opět dostatečně vzdálená, aby nedocházelo k jejímu obsazování v důsledku tepelných kmitů prostředí. Inverze populace hladin se pak dosahuje mezi třetí a druhou energetickou hladinou a tím následně dochází ke generaci stimulovaného záření na frekvenci kvantového přechodu. Má větší účinnost než tříhladinový systém. Laser s čtyřhladinovým systémem může pracovat jak v kontinuálním tak v impulsním režimu. Typickým představitelem je iont neodymu  $\text{Nd}^{3+}$  zabudovaný ve skle nebo yttrito-aluminiovém granátu, u kterého dochází ke stimulované emisi na vlnové délce 1,06  $\mu\text{m}$ . [1], [2], [3]

### 3.3.3 Způsob čerpání energie

Čerpání energie neboli buzení je procesem vytváření a udržování termodynamicky nerovnovážného stavu v látce. Je prováděn selektivním zvyšováním populace vzbuzených energetických hladin kvantových soustav. Buzení je možno chápat jako přeměnu různých forem energie na excitační energii některých částic látky. Buzení je podmínkou následné luminiscence. Intenzivním buzením je možno dosáhnout inverze populace hladin, pomocí které je možno zesilovat elektromagnetické záření stimulovanou emisí. Způsoby čerpání energie dělíme podle druhu dodávané energie.

Optické buzení se provádí výbojkou, jiným laserem, slunečním světlem nebo radioaktivním zářením. Využívá se především u pevnolátkových a kapalinových laserů.

Budit aktivní prostředí lze také elektrickým výbojem. Tohoto způsobu se využívá především u plynových a polovodičových laserů. Využívají se zde srážky v elektrickém výboji, svazek nabitých částic, interakce elektromagnetického pole se shluky nabitých částic a jiné.

Dalším způsobem čerpání energie je chemický. Zde se využívá energií chemické vazby, fotochemické disociace a výměny energie mezi molekulami a atomy.

Mezi ostatní metody, používané spíše ve speciálních laboratorních případech, patří termodynamické buzení, buzení jadernou energií, rekombinací, elektronovým svazkem nebo buzení injekcí nosičů nábojů.

### 3.3.4 Režim generace laseru

V ideálním případě by byl laser zdrojem záření určité frekvence, která by byla rovna jak frekvenci kvantového přechodu aktivního prostředí v optickém rezonátoru, tak rezonanční frekvenci optického záření, v němž se prostředí nachází.

Pokud je buzení, stejně jako všechny ostatní geometrické parametry laserového systému, nezávislé na čase, jedná se o režim kontinuální. Výstupní záření má tedy konstantní intenzitu a určují jej saturační vlastnosti zesilujícího prostředí a ztráty optického rezonátoru. [1]

Populace všech energetických hladin aktivního prostředí je stacionární, přičemž laserový přechod musí být ve stavu nad prahovou inverzí populace hladin. Takovýto stav lze dosáhnout dostatečně velkou rychlostí buzení. Nevyužitou trvale dodávanou energii je nutné pomocí chlazení z laseru odvádět. V porovnání s impulsním režimem se kontinuální režim vyznačuje vyšším stupněm koherence a užší spektrální čarou. Má však menší výkon a to v řádech  $10^{-3} - 10^3$  W. [2]

Laser může pracovat také v impulsním režimu. Tento režim je založen na ovládání parametrů dodatečných prvků uvnitř nebo vně optického rezonátoru. Ke generaci impulzů trvajících několik desítek mikrosekund se používá impulzní buzení. Pokud je potřeba generovat nanosekundové impulzy, využívá se řízená změna vlastností optického rezonátoru. Tento děj je nazýván spínání ziskem neboli Q-spínání. Aby bylo možno generovat impulzy pikosekundových délek, využívá se metody synchronizace módů. Pokud laser vygeneruje pouze jeden osamocený impulz, je tento režim generace nazván impulzním. Pokud však generuje sled pravidelně se opakujících impulzů je tento režim generace nazván pulzním.

### 3.3.5 Generovaná vlnová délka

Do dnešní doby byly vyvinuty lasery, které generují tyto druhy záření: infračervené, viditelné, ultrafialové a rentgenové. Existují lasery, které mají pevnou vlnovou délku, na které generují záření. Oproti tomu jsou lasery přeladitelné, u kterých změnou frekvence změníme i vlnovou délku vyzařovaného záření. Změny frekvence je možno dosáhnout buďto posuvem jedné energetické hladiny přechodu, nebo volbou aktivního prostředí se širokou emisní čarou a výběrem frekvence generace pomocí selektivního prvku, anebo využitím Ramanova rozptylu, u kterého dochází ke změně vlnové délky rozptýleného záření kvůli pohlčení části energie dopadajících fotonů.

### 3.3.6 Oblast využití

Posledním parametrem, podle kterého lze dělit lasery je to, pro kterou oblast byly vyvinuty. Jak již bylo uvedeno na začátku této práce, laser je pro své jedinečné vlastnosti výstupního záření rozšířen v mnoha odvětvích. Největší přínos měl laser v medicínské oblasti, neboť zde bylo možno pomocí nových technologií zachraňovat životy. Vzhledem k zaměření této práce bude využití laserů v medicíně věnována celá kapitola.

Dalším z odvětví, ve kterém se laser využívá ve velkém množství, je průmysl. Základní předností laseru je opracování materiálu bez mechanického kontaktu s výrobkem. Také lze opracovat těžko přístupné části a využít technologických zpracování, které nelze klasickými metodami provést. Velmi využívaným je laserové svařování, které využívá laserového záření k roztavení materiálu do požadované hloubky s minimálním odpařením povrchu. Nejčastěji se zde používají lasery v kontinuálním režimu s vlnovou délkou z infračervené oblasti spektra. Svařování, na rozdíl od dalších aplikací v průmyslu, vyžaduje menší intenzitu optického záření. Dalším využitím laseru v průmyslu je vrtání, které je založeno na odstraňování materiálu odpařováním. Zde je již za potřebí větší intenzity záření než v předešlém případě. Využívá se zde impulsní režim laseru s délkou impulsu menší než



1 ms. Za pomoci laseru lze vytvořit otvor o velikosti pouhých 10 – 100  $\mu\text{m}$  i v místech, kde je to naprosto jinými technikami nemožné. Pokud je potřeba oddělit materiál s malou tepelnou vodivostí, využívá se laserového řezání. V tomto případě je snahou odpařit materiál co nejrychleji při zachování co nejmenší oblasti zasažené tepelnými účinky. Nejčastěji se zde používají kontinuální  $\text{CO}_2$  lasery. Tyto lasery jsou využívány i k dekoraci skla. V místě sfokusovaného laserového záření na povrch skal dojde k částečnému odpaření a povrchovému popraskání. Na vzniklých trhlinách pak dojde k rozptýlu světla, čímž se dosáhne zářivého vzhledu dekoru. Na stejném principu je založeno také laserové značkování. Laserový svazek v tomto případě prochází maskou, ve které jsou vyříznuty znaky, které mají být na daný materiál vyznačeny. Laserové značkování se využívá pro následnou identifikaci předmětů. Výhodou je bezkontaktní zhotovení znaků, čímž se předchází deformaci a napětí ve značkováném materiálu. Laserů se využívá také ke kalení kovů. Jedná se o prudký ohřev kovů, čímž dochází ke zpevnění. Využívá se především u často namáhaných součástek. V této oblasti je také použit kontinuální  $\text{CO}_2$  laser s výkonem několik tisíc wattů.

Speciální podoblastí, ve které se laser používá, je mikroelektronika. Nejznámější využití laserů v této oblasti je při doladování odporů, kondenzátorů a elektrických filtrů, odpojování poškozených obvodů v polovodičových pamětech a laserové rýhování pro dělení podložek. U všech těchto technologií se využívá odstranění tenké vrstvy materiálu vypařením následkem ozáření intenzivním laserovým svazkem. Zde se využívá impulsního Nd:YAG laseru s délkou impulsu okolo stovek nanosekund. Laser se v této oblasti využívá také pro dopování příměsí do substrátu.

V měřicí technice se lasery také hojně rozšířily. Jejich vlastností se již téměř od počátku jejich vzniku využívalo v radaru jako vysílače záření. Nejdůležitějšími vlastnostmi byly malá divergence svazku a schopnost generovat velmi krátké impulsy. Pro zvětšení intenzity paprsku vracejícího se do radaru se na měřené objekty umísťují tzv. laserové družicové odražeče, pomocí kterých se přicházející záření odrazí do zpětného směru. Tohoto způsobu měření vzdáleností se využívá hojně v geodézii, geofyzice i astronomii.

V ekologii a meteorologii se lasery používají pro měření znečištění v ovzduší. Zde se využívá nejen odrazu, ale také rozptýlu laserového svazku, který je zapříčiněn přítomností molekul a aerosolů v ovzduší.

Lasery jsou již delší dobu rozšířeny i do výpočetní techniky. Využívají se ve čtečkách, myších a také v tiskárnách.

Pro vojenské aplikace byly také lasery vyvinuty. Jedná se především o laserové zaměřování cíle a to buď pomocí malého diodového laseru, který je připevněn na zbraň a dokáže zaměřit objekt zásahu na vzdálenost 20 m, nebo pomocí impulsního režimu Nd:YAG laseru, který umožňuje přesným změřením vzdálenosti cíle určit optimální balistickou dráhu střely. Na druhou stranu se za pomoci laseru dají balistické rakety ničit. Zde se již využívá převážně  $\text{CO}_2$  nebo chemických laserů.

## 4 Lasery v lékařství

Již ve starověku lidé objevili léčivou moc slunečního záření. Však teprve od 18. století začaly být shromažďovány údaje o jeho vlivu na lidský organismus. Významné objevy v oblasti optiky napomohly dalšímu studiu. Bylo zjištěno, že světlo, které je člověk schopen svým okem zaznamenat, se skládá z celého souboru viditelných barev a byly detekovány i části spektra lidskému oku neviditelné - infračervená a ultrafialová oblast. Postupně se zkoumalo, jaký mají jednotlivé oblasti spektra vliv na lidský organismus. Viditelné světlo působí jako spouštěcí mechanismus a zefektivňuje a zintenzivňuje oxidační pochody v buňce. Nedochází však k degeneraci tkáně nebo změně genetického materiálu. Infračervená část spektra působí na buněčnou membránu a spouští řetězec metabolických pochodů v buňce. Bylo prokázáno, že jednotlivé vlnové délky elektromagnetického záření se od sebe liší biologickým účinkem. V roce 1940 německý oftalmolog Gerd Meyer-Schwicherath dokázal, že směrované a koncentrované záření může být užito k léčení odtržené části sítnice lidského oka. Devět let poté byla provedena první úspěšná operace a následně byl sestaven první oční fotokoagulátor s výkonovou xenonovou lampou. Tento přístroj se používal až do příchodu laserů v roce 1962. Z počátku byl používán rubínový laser k přivaření odchlípnuté sítnice. Současně s tímto využitím se zjistilo, že laser má mimo léčebných také vedlejší účinky. Nejzávažnější vliv má právě na oči. Na základě tohoto zjištění vznikly zákonné směrnice o bezpečném využívání laserů v medicíně. Postupně bylo testováno působení laserového záření na kůži a kožní nádory. Bylo zjištěno, že při použití malých dávek hustoty energie se růst buněk kožní tkáně urychlí a naopak při vyšších dávkách se tento růst zpomalí. V roce 1964 pronikl laser i do chirurgie, kde byl použit jako chirurgický nůž. Od poloviny sedmdesátých let je tento přístroj využíván pro akupunkturu místo jehlové techniky. V roce 1980 byla publikována první studie o analgetických účincích neodymového laseru. Zhruba v polovině devadesátých let se začali vědci zabývat laseroterapií a s ní souvisejícími problémy nízkovýkonových i vysokovýkonových laserů. Základ pro nové pochopení biologických účinků laserového záření byl položen při vypracování koncepce působení laseru na úrovni mitochondriálních oxidací. Postupně, jak přibývaly nové objevy v oblasti laserů, začal vývoj nového odvětví tzv. laserové medicíny.[1], [4], [5] Od doby uvedení laseru do lékařství postupně pronikl do mnoha odvětví, jeho přínos v nich bude popsán níže. V současné době je již stanoveno, které parametry laseru jsou využívány pro kterou oblast medicíny.

Účinek laserového záření v živé tkáni závisí především na absorpci světla biologickými strukturami a na době, po kterou jsou tyto struktury ozařovány. Míra absorpce závisí na vlnové délce monochromatického světla. Absorbovaná světelná laserová energie fotonů se začleňuje do bioenergetických procesů v ozařené tkáni. Pokud je vlnová délka záření menší než 400 nm, dochází k selektivní stimulaci specificky ohraničených pásem biomolekul. Záření s vlnovou délkou menší než 700 nm se v biologických materiálech rozptyluje a absorbuje pouze v neuronálních chromoforech. Melanin pohlcuje záření s vlnovou délkou od 700 nm do 750 nm. Nad tuto vlnovou délku je dále záření pohlcováno vodou. Infračervené záření se podstatně podílí na termoregulaci lidského organismu a na jeho

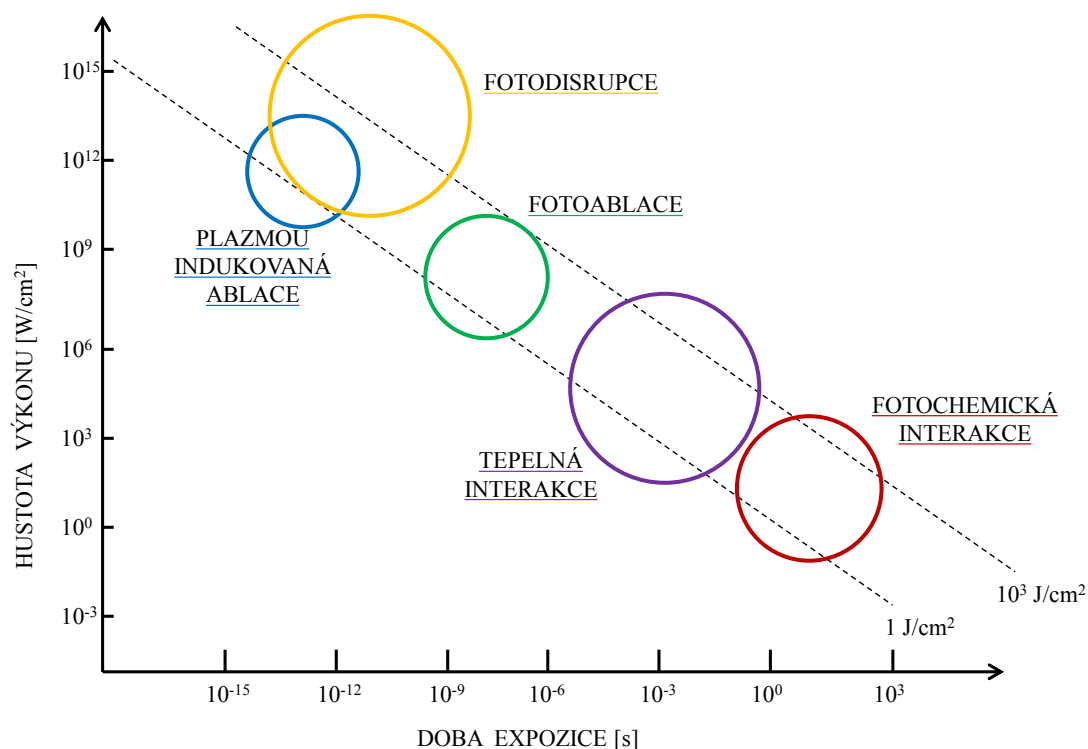
tepelné bilanci. Naopak ultrafialové záření vyniká fotochemickými a fotobiologickými účinky. Na rozhraní jednotlivých pásem se účinky překrývají a kombinují. Pro medicínské aplikace je vysoce důležitá také hustota energie nebo hustota výkonu laserového záření, které působí na tkáň. Z tohoto důvodu je důležitý také průměr svazku a doba, po kterou je záření aplikováno. [4], [6]

Mimo vlastností laserového záření jsou také důležité vlastnosti interagující tkáně. Základní dělení tkáně je na měkkou a tvrdou. Mezi tvrdou tkáň je řazena především zubní sklovina, kosti a kalcifikované pláty tkání. Ostatní tkáň je řazena mezi měkké tkáně, které se dále dělí podle obsahu jednotlivých složek, jako je voda, tuk, beztuková sušina nebo bílkoviny. Každá z těchto složek se chová při dopadu laserového záření jinak. Nejpodstatnější ze všech reakcí je právě reakce vody, neboť ta je ve všech měkkých tkáních zastoupena nejvíce. Mimo tyto složky ovlivňují reakci tkáně s laserovým zářením také barviva. Při interakci s tkání dochází k různým interakčním procesům, které je potřeba brát v potaz při výběru typu laseru pro danou léčebnou metodu. Mezi primární interakční procesy se řadí reflexe, refrakce, absorpce, transmisie a rozptyl optického záření. Sekundární interakční procesy jsou závislé na hustotě výkonu a interakčním čase. Pro hustotu výkonu menší než  $100 \text{ W/cm}^2$  dochází k ohřevu tkáně. Jakmile je tato hodnota překročena, dochází k vypaření a to až do hodnoty  $10^8 \text{ W/cm}^2$ . Při hodnotách dosahujících  $10^9$ - $10^{15} \text{ W/cm}^2$  se vytváří plasma a zpětná rázová vlna způsobí roztržení tkáně. Blíže jsou jednotlivé interakční procesy popsány v následující podkapitole. [4], [7]

## 4.1 Chirurgie

V dnešní době je laser nejpoužívanější právě v chirurgii. Přináší tomuto odvětví mnoho výhod díky vlastnostem výstupního svazku laseru. Umožňuje precizní bezdotykový dobře ohraničený řez tkáněmi a odstranění i velmi malých struktur bez poškození okolí a bez případného zanesení infekce. Hovoří se zde o práci v suchém operačním poli. Toto je možné díky možnosti koncentrace energie záření na malou plochu zapříčiněnou malou divergencí svazku a jeho směrovostí. Paprsek okamžitě spaluje okraje řezu, drobné cévy a miznice v okolí řezu se ucpávají a zavírají. Nedochází tedy ke krvácení. Zmenšují se pooperační edémy a bolestivost. Použití laserového záření není, na rozdíl od ionizujícího záření, příčinou genetického poškození nebo vyvolání karcinogeneze. Především v oblasti onkochirurgie je vysoce ceněn bezkontaktní přístup, čímž se zamezí nebezpečí diseminace nádorových buněk. U chirurgických laserů je podstatné také navádění laserového paprsku k místu řezu. To je vyřešeno v případech s vlnovou délkou do  $2,4 \mu\text{m}$  naváděním pomocí optického vlákna. V případě vyšších vlnových délek se používá takzvaného artikulačního ramene, což je systém odrazných hranolů nebo zrcadel. Využívá se také dutých vlnodů.

Jak již bylo dříve zmíněno, interakce laserového záření s tkání závisí na hustotě výkonu a na době expozice. Jednotlivé interakce jsou znázorněny na Obr.4 a jejich vlastnosti následně popsány dále. Pro chirurgické účely se nejčastěji využívá hustota energie záření dopadající na tkáň v pásmu  $1 - 1000 \text{ J/cm}^2$ .



Obr.4 Interakce laserového záření s tkání [4]

Fotochemická interakce se používá při rozložení karcinogenní tkáně za pomoci aplikace fotosenzitivní látky. Délky pulzů se pohybují okolo 1 s a hustota výkonu je v rozmezí 0,01 – 50 W/cm<sup>2</sup>. Používá se při fotodynamické terapii a biostimulaci.

Další z interakcí je tepelná. Zde se využívá dosažení úrovně teploty, která vede k žádoucímu tepelnému efektu – koagulace, ablace, karbonizace, roztavení. Délka pulzu je v rozmezí 1  $\mu$ s – 1 minuta a hustota výkonu se pohybuje v okolí 10<sup>6</sup> W/cm<sup>2</sup>. Mimo jiné se využívá u přivaření sítnice nebo u laserem indukované termoterapie.

U fotoablace dochází k přímému rozbití molekulárních vazeb energií fotonů. Výsledkem je ablace spojená s akustickými jevy a viditelnou fluorescencí. Pulzní délky se pohybují v rozmezí 10 – 100 ns a hustoty výkonu mezi 10<sup>7</sup> a 10<sup>10</sup> W/cm<sup>2</sup>. Tohoto jevu se využívá především u refrakterní rohovkové chirurgie.

Plazmou indukovaná ablace je také spojená s akustickými jevy. Délka pulzu se pohybuje od 100 fs do 500 ps a hustota výkonu dosahuje hodnot 10<sup>11</sup> - 10<sup>13</sup> W/cm<sup>2</sup>. Podobně jako u fotoablace je využívána pro refraktivní rohovkovou chirurgii.

Poslední možnou interakcí elektromagnetického záření s tkání je fotodisrupce. Generuje se zde plazma a rázové vlny, které jsou příčinou následné fragmentace tkáně. Délky pulzů se pohybují v rozmezí 100 fs – 100 ns a hustota výkonu nabývá hodnot 10<sup>11</sup> - 10<sup>16</sup> W/cm<sup>2</sup>. Využívá se k fragmentaci kamenů a fragmentaci čočky.

Nezáleží však pouze na hustotě výkonu a době expozice, ale podle toho, na jaké vlnové délce laser vyzářuje, rozlišuje se i absorpce v tkáni. Závislost průniku na vlnové délce u nejčastěji používaných chirurgických laserů je uvedena v následující tabulce:

Aktivní prostředí	Vlnová délka generace [ $\mu\text{m}$ ]	Hloubka průniku [ $\mu\text{m}$ ]
Er:YAG	2,94	2
CO <sub>2</sub>	10,6	20
Argon	0,514	330
Nd:YAG	1,064	1400

**Tab. 2: Závislost průniku záření do tkáně na vlnové délce [4]**

Absorpce laserového záření v biologických tkáních je dána obsahem molekul vody, makromolekulami proteinů a pigmentů (melanin, hemoglobin). [4], [8]

#### 4.1.1 Oftalmologie

Oftalmologie je první obor lékařství, ve které se lasery začaly používat. Postupně se objevovaly další a další přínosy laserového paprsku pro operaci nemocí očí. Lasery v očním lékařství se využívají pro velmi složité operace. Velikým přínosem je možnost operace oka bez nutnosti jeho vyjmutí, či rozřezání. Je umožněno zachovat jeho celistvost a tím zamezit vzniku infekce a dalším komplikacím. Operace jsou rychlé, méně bolestné nebo dokonce bezbolestné a některé z nich lze provádět i ambulantně. Lasery jsou v dnešní době v oftalmologii hojně využívány, proto je zde uveden pouze nástin nejčastějších.

Nejzávažnější oční chorobou léčitelnou pomocí laseru je diabetická retinopatie. Jedná se o jednu z nejčastějších příčin oslepnutí. Pro léčbu se původně používaly vasoaktivní léky, ty však pomohly pouze v raných stádiích diabetické retinopatie. Laserové ošetření je však také zapotřebí indikovat včas. Prevence a kontrola diabetu včetně rizikových faktorů je velmi důležitá. Laserová operace je založena na destrukci hypoxické tkáně s následným zlepšením oxygenace centrálních částí sítnice a snížení tvorby endoteliálního růstového faktoru, u fokální laserové fotokoagulace i zmírnění kapilárního prosakování přímou fotokoagulací mikroaneuryzmat. Indikace laserové fotokoagulace je vhodná u velmi pokročilé formy diabetické retinopatie především u rizikových pacientů. Nejčastěji jsou pro tyto zákroky používány argonový a Nd:YAG laser.

Za pomocí laserů se v dnešní době operují také různé oční vady, jako jsou krátkozrakost, dalekozrakost a zakřivení rohovky. Pro tyto zákroky slouží nejlépe excimerový laser, pomocí kterého je odebíráno přesně stanovené množství rohovkové tkáně, čímž se mění její zakřivení a dochází tak ke korekci refrakční vady. Každý pacient, který má absolvovat laserovou operaci pro úpravu tvaru rohovky, musí nejprve podstoupit vyšetření na očním tomografu. Zde se zjistí přesné deformace, které pak slouží jako podklad pro určení přesného místa a síly zásahu laserovým svazkem.

U rohovky se nejčastěji operuje laserem rekurentní erose rohovky, dystrofie různých druhů, degenerace rohovky a tumory. [4], [8]

#### 4.1.2 Urologie

V tomto odvětví se lasery nejčastěji používají pro odstranění srůstů za použití laseru jako skalpelu, jak již bylo uváděno dříve. Další velmi často využívanou aplikací laseru je pro zprůchodnění močových cest pomocí odstranění ledvinových nebo močových kamenů. K tomu se používají vysokovýkonové lasery jako jsou CTH:YAG, alexandritový či Nd:YAG laser s nelineárním krystalem KTP, který umožňuje zdvojení frekvence a tím generaci poloviční vlnové délky. Kameny se drtí pomocí rázové vlny, která je iniciována výkonovým laserovým zářením. Vzhledem k možnosti šíření laserového paprsku pomocí optického vlákna se využívá laser také pro ošetření benigních i maligních nádorů urogenitálního traktu. Díky velkému rozptylu záření neodymového laseru ve tkáních je umožněna destrukce nádorového bujení bez nebezpečí perforace stěny močového měchýře nebo urogenitálního traktu. Pro operace ledvin se využívá CO<sub>2</sub> laseru, jehož výhodami, ve srovnání s klasickým skalpelem, je jemnější řez a současná koagulace cév. [4], [8]

#### 4.1.3 Kardiologie

Jak již název napovídá, lasery se hojně využívají také při operacích srdce. Přesněji se používají pro transmyokardiální revaskularizaci, kde se pomocí laseru vytváří v srdeční stěně kanály, kterými je postižená část nadále zásobována krví. Pro tuto operaci se využívá CO<sub>2</sub> laser. Při angioplastice se lasery také hojně využívají. Zprůchodňování ucpaných cév probíhá odstraněním kalcifikovaných plátů ve stěnách tepen a následným roztažením cév pomocí balónkové katetrizace. [4]

#### 4.1.4 Gynekologie a porodnictví

V těchto oborech se hojně využívají jak nízkovýkonové, tak vysokovýkonové a to převážně při ambulantních chirurgických zákrocích. Kvůli možnosti užití laseru při chirurgickém zákroku, se předchází rozsáhlým pooperačním krvácením. Velmi důležité je zde přiřazení laseru s vhodnou vlnovou délkou pro určitý typ zásahu. Lasery do vlnové délky 830 nm jsou využívány především k léčbě zánětlivých procesů, za pomoci laserů s vlnovou délkou nacházející se v rozmezí 830 – 930 nm se léčí čerstvé pooperační rány. K ošetření starších jizev nebo strií se užívá laserů s vlnovou délkou přesahující 930 nm.

Protizánětlivých účinků laseru se využívá také při léčbě zánětů prsních bradavek, zvláště u kojících žen. V tomto případě se jedná o důsledek mechanického poškození. [5], [7]

### 4.2 Stomatologie

Dlouhou dobu se s lasery ve stomatologii spíše experimentovalo. Ze začátku bylo laserové záření využíváno pouze pro biostimulační léčbu. Využívaly se tedy pouze lasery nízkovýkonové. S postupnými objevy laserů generujících záření mimo viditelné spektrum pronikly lasery do stomatologie jako zubní vrtačky. Zde je největší výhodou odstranění

nepříznivých symptomů, jako je například teplo, bolest a tlak. Největších účinků bylo dosaženo s laserem s aktivním prostředím z Er:YAG. Naopak záření Nd:YAG laseru zubní tkáň prochází, nedochází tedy k jejímu odpaření. Naskytá se zde možnost, pomocí tohoto laseru, operovat místa, kam se jinými způsoby bez vyvrtání zubu nelze dostat. Za pomoci laserů se v dnešní době ve stomatologii například svařují zubní protézy, spojují se další stomatologické materiály, odstraňují se zámečky ze zubů, čistí se kořenové kanálky. [5], [8]

### 4.3 Fotodynamická terapie

Laserové záření se využívá také k identifikaci a následné destrukci rakovinových buněk. Detekce probíhá na základě vpravení světlocitlivé látky, tzv. fotosenzibilizátoru, která je aplikována buď mastí nebo injekčně, a to buď intravenózně, nebo intralezionálně. Tato látka je absorbována pouze nádorovou tkání. Po ozáření laserem s vlnovou délkou, která je absorbována pouze vpravenou látkou, buďto dochází k fluorescenci fotosenzibilizátoru, která odhaluje tvar, velikost a polohu nádoru, nebo je generován singletní kyslík, který přímo ničí rakovinnou tkáň. Vedle poškození buněk samotného nádoru, dochází při fotodynamické terapii také ke zničení cévního systému nádoru, což vede k jeho ischemické nekróze. K osvětlení je užíváno výkonu  $100 \text{ mW/cm}^2$ . Touto formou léčby zůstane okolní zdravá tkáň nepoškozená. Na rozdíl od chemoterapie či radioterapie lze tuto léčebnou metodu v krátkém čase mnohokrát opakovat. Jedná se o neinvazivní metodu, což lze z jednoho pohledu považovat za výhodu. Z pohledu druhého je to však nevýhodné a to proto, že laserové záření, které se používá pro aktivaci fotosenzibilizátoru, může proniknout maximálně 1 cm do hloubky tkáně. Tuto metodu lze tedy použít pouze povrchově, nebo tam, kde je možno se dostat pomocí katétrů a endoskopů. Ideální fotosenzibilizátor by se měl selektivně akumulovat v nádoru a měl by v dostatečné míře produkovat singletní kyslík. Dále by měl být aktivovatelný zářením o vyšších vlnových délkách, čímž se dosáhne hlubšího průniku do tkáně. Nejčastěji se využívá barvivových laserů, které jsou buzeny laserem argonovým. [4], [5]

### 4.4 Dermatologie

V dermatologii se lasery začaly využívat poměrně brzy po jejich objevení a jejich využití v tomto oboru stále roste. Obrovský rozvoj zaznamenaly převážně s růstem využití korektivní dermatologie. Bezkontaktní léčba laserovým zářením se využívá při odstranění tmavých pigmentových skvrn a odstranění tetování. Nejvhodnější je rubínový a alexandritový laser, jejichž svazek musí být fokusován, aby se docílilo dostatečného výkonu pro rozbití pigmentového barviva. Většího výkonu se docílí také použitím režimu Q-spínání. Pro odstranění rozšířených žilek, nebo červených skvrn, též známých jako „oheň“ se využívá argonového laseru, neboť při jeho aplikaci dochází k zatavení krevních vlásečnic. Dalším využitím laserů v dermatologii je k zmírnění celulitidy, odstranění vrásek a chloupků. Lasery se používají dokonce jako „vrtáčky“ při implantování vlasů.

Mimo estetickou dermatologii se laserové záření využívá také při léčbě herpes kvůli jeho prokazatelným virostatickým účinkům, které jsou zřejmě již po prvních aplikacích na akutní

ložiska. K léčbě se používají jak pulzní tak kontinuální lasery s frekvencí 10 Hz. Tato terapie je vždy doplňována laseropunkturou v akupunkturních bodech v oblasti výsevu a ve vzdálenějších bodech s cílem zvýšit imunitu. Protizánětlivého účinku se využívá také u léčby akné nebo k ošetření aftosní stomatitidy. Laserové záření napomáhá také při hojení jizev nebo léčbě proleženin. Zde se využívá především zlepšení oxidačních procesů v buňce s následným ovlivněním mikrocirkulace v poškozené tkáni a tím zlepšené využití energie buňkou a odvod jejich zplodin. [6]

## 4.5 Rehabilitace a balneologie

Laserů se zde využívá převážně pro jejich protizánětlivý, analgetický, protiedematózní a vasodilatační účinek. V předešlých oblastech se u podobných případů používaly lasery se stejnými vlastnostmi. Co se však týče rehabilitace a balneologie, tak zde je velice důležitý individuální přístup a velice rychlá odezva na jakoukoliv zjištěnou změnu v průběhu léčby. [4], [6]

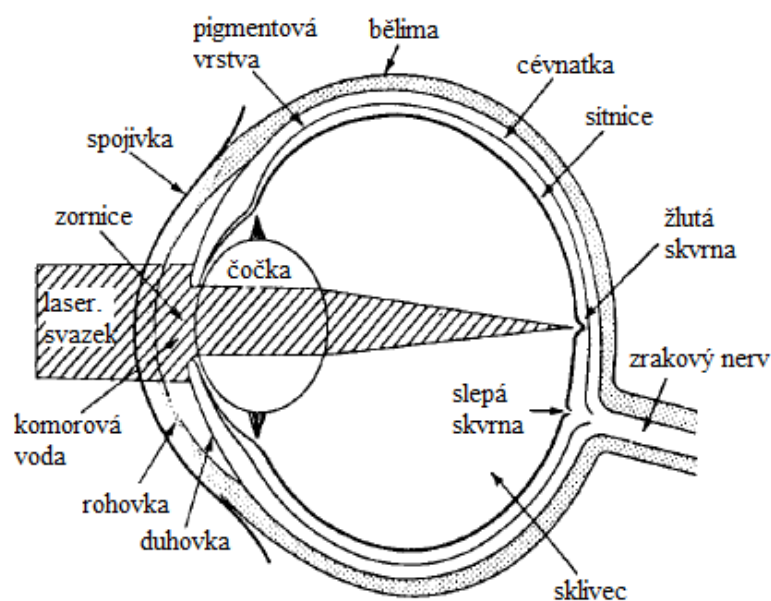


## 5 Bezpečnost a legislativa

Mimo léčebných účinků způsobuje laserové záření při kontaktu s lidskou tkání různý stupeň poškození. Laserovým zářením lze při nedostatečné opatrnosti vážně poškodit kůži. Toto poškození je však ve většině případů pouze estetickou vadou. Mnohem větší riziko představuje laserový svazek pro oči. V tomto případě může dojít až k nenávratné ztrátě zraku. Ovšem ne všechna nebezpečí hrozí pouze z optického svazku. Velkou důležitost je zapotřebí přikládat i samotnému elektrickému zařízení.

### 5.1 Nebezpečí z ozáření

Jak již bylo v úvodu kapitoly zmíněno, laserový svazek je největší a zároveň nejčastější hrozbou pro zrak. Představuje až 73% všech komplikací a poranění, které vznikly při laserem asistovaných výkonech. Nejcenější vlastnosti laserového svazku, jako je jeho zanedbatelná divergence, směrovost a tím pádem i možnost koncentrovat energii na malou plochu, se při kontaktu s okem stávají zároveň těmi nejnebezpečnějšími. Toto nebezpečí je při dopadu na lidské oko ještě znásobeno vlastností čočky, díky které je paprsek ještě více fokusován do jednoho bodu na sítnici. Z tohoto důvodu je laserový paprsek pro zrak nebezpečný i na velké vzdálenosti.

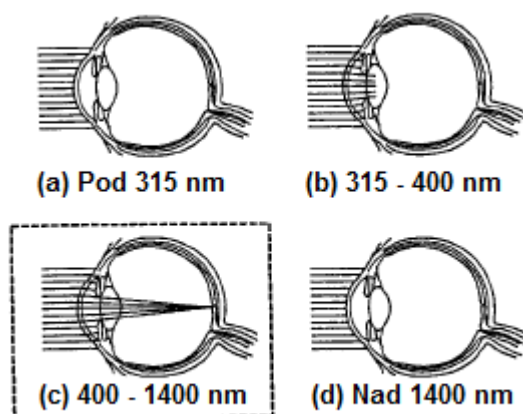


Obr.5 Řez lidským okem [3]

Na Obr.5 je znázorněn řez lidským okem a zornicí kolimovaný a čočkou fokusovaný laserový svazek dopadající na sítnici, kde je absorbován. Za normálních podmínek je za pomoci sítnice převedena energie fotonů v soustavu chemických reakcí, které vedou k optickému vjemu. Paralelní laserové paprsky mohou být fokusovány do bodu o průměru 10 – 20  $\mu\text{m}$ . Tkáň, která obklopuje ozářené místo, je schopna odvádět absorbované teplo

z místa ozáření pouze tehdy, je-li tato oblast dostatečně malá. Práh poškození sítnice je tedy závislý na velikosti ozářené plochy a to následovně: pro oblast o průměru 1000  $\mu\text{m}$  se jedná o hustotu výkonu v rozmezí 1 - 10  $\text{W}/\text{cm}^2$ , pro oblast o průměru 20  $\mu\text{m}$  jde o hustotu výkonu nad 1  $\text{kW}/\text{cm}^2$ . Při určité hodnotě intenzity výstupního laserového záření se na sítnici lidského oka začínají vytvářet malé pozorovatelné puchýřky a jizvičky. Tato hodnota se nazývá mezní hodnotou oka. V případě, že je zornice dostatečně rozšířená, aby propustila celý laserový paprsek, pak, i když se jedná o laser s nízkým výstupním výkonem okolo několika miliwattů, na sítnici dopadne svazek s hustotou výkonu v řádu  $\text{kW}/\text{cm}^2$ . Je tedy zřejmé, že při dopadu laserového svazku s touto hustotou výkonu, může dojít k vážnému poškození sítnice. Pro srovnání, běžně užívané zdroje světla mají podstatně menší jas a vysílají záření ve všech směrech. Tento zdroj světla vytváří obraz na sítnici s podstatně nižší hustotou výkonu. Jako příklad je možno uvést přímé pozorování Slunce. Sluneční záření dopadá na plochu sítnice oka o průměru přibližně 160  $\mu\text{m}$  s hustotou výkonu kolem  $30\text{W}/\text{cm}^2$ . [3], [8]

Maximální přípustné vystavení oka laserovému záření závisí na jeho vlnové délce. Oko má charakteristickou spektrální propustnost, jak lze vidět na Obr.6. Poškození sítnice je tedy možné při vystavení laserovému svazku o vlnové délce v rozmezí mezi 400 nm a 1400 nm. Zejména záření mezi 400 nm a 700 nm je pro poškození sítnice nejnebezpečnější, protože přenos těchto vlnových délek je ve vstupní části oka nejefektivnější. Záření s vlnovou délkou v modré oblasti spektra je pro oko mnohem škodlivější než záření se stejnou intenzitou v červeném okraji spektra. U záření s vlnovými délkami většími než 700 nm je jeho část pohlcena před dopadem na sítnici procházejícími vrstvami. Infračervené záření s vlnovou délkou v rozmezí 1400 nm a 1900 nm je pohlceno rohovkou a komorovou vodou. Záření s vlnovou délkou větší než 1900 nm je rozptýleno pouze v rohovce. Taktéž ultrafialové záření s vlnovou délkou menší než 315 nm je kompletně pohlceno rohovkou. Záření s vlnovou délkou mezi 315 nm a 400 nm prochází přes rohovku a je absorbováno oční čočkou. [3], [7]



Obr.6 Spektrální propustnost oka [3]

Mezi další možné komplikace při práci s laserem patří poranění kůže. Tato problematika není tak akutní, jako v případě poranění očí. Nedochází zde k fokusaci záření pomocí čočky a na pokožku tedy nedopadá záření o větší intenzitě. Navíc je mezní hodnota intenzity pro pokožku mnohem vyšší než pro oko. Působení laserového záření na pokožku je závislé na několika aspektech. Záleží jak na vlastnostech laserového záření, jako je vlnová délka a výstupní výkon, tak i na vlastnostech pokožky, jako je její pigmentace nebo hydratace. V nejlepším případě dojde pouze k povrchnímu zarudnutí kůže. Může však dojít i k hlubokému popálení s puchýři, zvrhování či dokonce k odumření tkáně. Předějit těmto komplikacím je možné dokonalou ochranou kůže v blízkosti operačního pole a také velmi šetrným zacházením s laserovým přístrojem. Poranění kůže představuje téměř 10 % všech komplikací laserové terapie. [3], [6]

Dalšími možnými nebezpečími jsou například vznícení, či dokonce exploze okolních materiálů, nebo těžké onemocnění dýchacích cest způsobené dlouhodobou inhalací kouře z CO<sub>2</sub> laseru.

Výskyt a závažnost uvedených komplikací závisí na typu laseru, době expozice a výstupních parametrech laseru.

#### 5.1.1 Biologické efekty laserového záření

Ve většině případů dochází k poškození tkáně při působení teplotních jevů. Míra poškození závisí jak na možnosti absorbování vlnové délky použitého záření tkání, tak na jeho intenzitě, velikosti ozářené plochy a na době expozice. V závislosti na vlastnostech použitého záření mohou být teplotní efekty na tkáni různé. Tepelné účinky zahrnují změnu biochemických pochodů v ozářené tkáni, koagulaci tkáně, případně její devastaci či explozi.

Mezi netepelnými účinky je nejvýznamnější působení tlaku záření, akustické vlny a vystavení tkáně účinkům elektrického pole o velké intenzitě ( $E = 10^6 \text{ V} \cdot \text{m}^{-1}$ ). Vedlejší účinky jsou vyvolávány zářením vysokonapětovým výbojem, hlukem a vysokonapětovým polem. [2]

### 5.2 Nebezpečí úrazu elektrickým proudem

Ačkoli je nebezpečí z ozáření laserovým svazkem velké, uživatelé ani výrobci laserů by neměli opomenout skutečnost, že hlavní nebezpečí spočívá v úrazu elektrickým proudem. Většina laserů potřebuje vysokonapětové zdroje, které jsou tvořeny vysokonapětovým generátorem a jemu příslušným kondenzátorem, který se nabíjí až na životu nebezpečné napětí. S tím souvisí i přídavná zařízení, jako jsou Q-spínače, optické brány, modulátory a jiné. Napájení a přídavná elektrická zařízení laseru mohou způsobit vážná poranění od elektrického šoku, přes popáleniny až po úmrtí. [3]

## 5.3 Zákonné normy pro práci s laserem

Z důvodu předejití vážným zraněním jsou v České republice vydány hygienické předpisy, směrnice, normy a zákony, které upravují podmínky, za kterých lze s lasery pracovat. Hygienický předpis č. 61/1982 Směrnice o hygienických zásadách pro práci s lasery rozděluje lasery do pěti tříd. Do jednotlivých tříd jsou lasery zařazovány podle výstupního výkonu záření, vlnové délky nebo rozsahu vlnových délek a vyzařované hustotě energie. Tyto údaje je nutno uvést v technické dokumentaci spolu s následujícími údaji: druh aktivního prostředí, režim generování laserového záření (v impulzním režimu množství energie obsažené v jednom pulzu, nejdelší a nejkratší trvání pulzu, nejdelší a nejmenší opakovací frekvence impulzů a největší střední výkon výstupního záření), průměr laserového svazku a jeho divergence na výstupu z laseru, způsob chlazení laseru a množství tepla z laseru unikajícího, informace o škodlivinách, které by mohly při provozu laseru nepříznivě ovlivnit pracovní prostředí, návod ke správné montáži a instalaci, včetně stavebních a prostorových požadavků, značka výrobce, výrobní číslo, rok výroby, návod k obsluze za běžných i mimořádných situací, návod k údržbě, návrh vhodného režimu práce s laserem a to vše v českém jazyce i u zahraničních přístrojů. Co se týče laserů vyšších tříd, součástí technické dokumentace by mělo být i upozornění na vysoké nebezpečí při zásahu paprskem soustředěnou optickou soustavou. [5], [6]

### 5.3.1 Rozdělení laserů do tříd

Jednotlivá ochranná opatření se řídí tím, do které třídy se laser řadí. Třída, do které laser patří, musí být viditelně vyznačena na přístroji.

Lasery I. třídy zahrnují lasery, u kterých nejvyšší výkon záření nepřekračuje kritickou hodnotu  $0,4 \mu\text{W}$ . Dále zde patří plně zakryté lasery, jejichž kryt je upraven tak, aby jej nebylo možno otevřít bez použití nástrojů a při jehož otevření došlo k přerušení chodu laseru. Tyto lasery nesou označení se zákazem snímání krytu. Dojde-li k záměrnému sundání krytu, musí být s těmito lasery zacházeno, jako s lasery třídy příslušící podle jeho výstupních parametrů. Obecně lze říct, že laserem I. třídy nelze poškodit zdraví. Na pracovišti, kde se tyto lasery vyskytují, není potřeba žádných zvláštních úprav a opatření. [2], [5], [6]

Mezi lasery II. třídy se řadí ty, které generují záření v kontinuálním režimu ve viditelném spektru, tedy  $400 - 700 \text{ nm}$ , a jejichž střední výkon nepřesahuje  $1 \text{ mW}$  a zároveň je větší než přípustné hodnoty I. třídy. Hranice středního výkonu se odvíjí od reflexu uzavření očí, který se pohybuje v rozmezí  $0,1 - 0,25 \text{ s}$ . Vzhledem k malému výstupnímu výkonu je totiž možno chránit zrak pouhým zavřením očních víček, přes které záření o zmíněném výkonu neprojde. K poranění dochází pouze v případě vědomého prodloužení pohledu do paprsku. Toto poškození je srovnatelné s poškozením, které by vzniklo při úmyslném pohledu do intenzivního zdroje světla po dobu  $10 - 20 \text{ s}$ . V tomto případě může způsobit slepotu i sluneční záření. Doba trvání emise záření u laserů II. třídy je větší než  $0,25 \text{ s}$  a velikost apertury odpovídá nanejvýš  $7 \text{ mm}$ . Z tohoto důvodu musí být chod laseru opatřen akustickou

nebo světelnou signalizací a pracoviště dále označeno varovnou tabulkou. Laser má být zabezpečen proti nevhodné manipulaci, při které by mohlo dojít ke zranění. [2], [5], [6]

III. třída se dělí na dvě podskupiny označené písmeny A a B. Do třídy III. A patří lasery generující záření v kontinuálním režimu ve viditelném spektru s výstupním výkonem do 5 mW a hustotou výkonu maximálně  $2,5 \text{ mW/cm}^2$ . Výstupní záření laserů třídy III. A se opticky rozšiřuje. Dostatečnou ochranou zraku je opět oční víčko. Přímé působení záření na sítnici je taktéž nebezpečné. Ochranné prvky laseru této třídy jsou stejné jako u třídy předešlé. [2], [5]

Vzhledem k nebezpečí ztráty zraku již při krátkodobém zasáhnutí zraku zářením, je nutno pracoviště, na němž se vyskytuje laser III. B třídy, zabezpečit více než předešlé třídy. Chod laseru musí být označen buďto signalizací akustickou nebo světelnou a místnost, v níž se laser nachází, musí být označena předepsanou výstražnou tabulkou. Musí být zabráněno možnosti uvedení laseru do chodu nepovolanou osobou. Dráhy svazků záření těchto laserů musí být vedeny mimo úroveň očí stojících i sedících osob a musí být vyznačeny tak, aby nemohlo dojít k náhodnému vstupu osob do jejich dráhy. Všechny předměty, na kterých by mohlo dojít k nekontrolovatelnému odrazu svazku, musí být odstraněny. Za tímto účelem jsou užity matné nátěry stěn s malým součinitelem odrazu. Je doporučeno při výběru místnosti, v níž se bude laser používat, upřednostnit místnost bez oken. V opačném případě je nutno okna zakrýt. Celé pracoviště se dále zabezpečí proti vniku nepovolaných osob. Do této třídy se řadí všechny lasery, které překračují hodnoty pro zařazení do předešlé třídy a zároveň je jejich výstupní výkon menší než 500mW. [2], [5]

Do IV. třídy patří lasery s výkonem nebo vyzařovanou energií přesahující limitní hodnoty třídy III. B a lasery, které mohou způsobit nebezpečný difúzní odraz. Při neodborném zacházení může dojít nejen k závažným zraněním očí, ale také kůže. Lasery této třídy musí být označeny světelnou a akustickou signalizací a výstražnou tabulkou dle předpisů. Sdělovače je nutno umístit u vstupních dveří na dobře viditelné místo. Vstupní dveře je nutno opatřit bezpečnostními senzory, které při otevření dveří zvenku přeruší chod laseru. Personál obsluhující laser musí být vysoce odborně proškolen. Dráha tohoto záření musí být zakrytovaná a ukončená absorpčním terčem, který je upraven tak, aby nemohlo dojít k zásahu očí odraženým zářením. Při otevření krytu zakrývajícího dráhu záření, musí dojít k přerušení přívodu elektrické energie pro napájení zdroje u kontinuálních laserů a k vybití akumulované energie u laserů impulzních. Při uzavření krytu nesmí dojít k samočinnému zapnutí laseru. Pokud dráha není zakrytována, je třeba ji vymezit tak, aby do ní při chodu laseru nemohl nikdo vstoupit. [2], [5], [6]

Lasery zařazuje do jednotlivých tříd buďto výrobce nebo dovozce. Jsou-li parametry laseru změněny, osoba, která je upravila, je povinna zajistit přeřazení laseru do třídy, do které nově náleží. Laser musí být označen štítkem s uvedením tohoto zařazení.

### 5.3.2 Bezpečnostní opatření

Lasery mohou obsluhovat pouze osoby duševně i tělesně k tomuto výkonu způsobilé, které prošly náležitým školením o povaze a bezpečnosti práce a jsou seznámené s provozním řádem. Nezbytná je i vstupní prohlídka zahrnující oční vyšetření. Světelnou nebo akustickou signalizaci je nutno nastavit tak, aby byla v provozu již při zapojení napájecích zdrojů. Barva světelné signalizace musí být taková, aby ji bylo možno vidět i přes ochranné brýle. Osoby používající laser jsou povinné učinit potřebná opatření k ochraně zdraví. V případě, že nelze vyloučit zasažení pracovníků přímým nebo odraženým zářením o hodnotách větších, než je uvedeno v tabulkách směrnic, musí poskytnout organizace nebo majitel těmto osobám ochranné pracovní pomůcky a prostředky hlavně k ochraně zraku. Pokud není možno ani pomocí náhradních ochranných pomůcek zabránit zranění, laser se nesmí používat. Není-li manipulace s laserovým paprskem zabezpečena natolik, aby nedošlo k zásahu osob, je nutno použít co největší průměr paprsku a nejmenší intenzitu výstupního záření, která je potřebná k výkonu.

V prostoru, kde jsou lasery používány, se nesmí nacházet látky, ze kterých by se vlivem záření uvolňovaly škodlivé plyny, nebo výbušné směsi plynů. Jsou-li k chlazení laserů používány zkapalněné plyny, nebo pokud vznikají vlivem laserového záření škodlivé látky, pracoviště musí být plně ventilováno. [5], [7]

Osoba či organizace, která provozuje lasery zařazené do II. a vyšší třídy je povinna vypracovat pro pracoviště s laserem provozní řád a jeho znění projednat s příslušným hygienickým orgánem. Každý provozní řád musí obsahovat podrobný návod k obsluze, zakázané manipulace, které by mohly vést k ublížení na zdraví, druh a způsob používaných ochranných pomůcek, poučení o povaze nebezpečí laserového záření a dalších škodlivin, které mohou za provozu laseru vznikat, opatření v havarijních situacích a seznam pracovníků pro práci s laserem. Takovéto lasery musí být umístěny do uzamykatelné místnosti, která je vyhrazena pro danou práci s lasery.

Mimo uvedené Směrnice MZ ČSR č. 61/1982 o hygienických zásadách pro práci s lasery se na zdravotnická pracoviště vztahuje také Vyhl. MZ ČR č. 207/1992 o hygienických požadavcích na provoz zdravotnických zařízení a Vyhl. MZ ČR č. 49/1993 o technických a věcných požadavcích na vybavení zdravotnických zařízení. Dále normy ČSN EN 06825 Bezpečnost laserových zařízení, klasifikace, požadavky a návod k používání. Postupně byly tyto směrnice a vyhlášky doplněny o Zákon č. 258/2000 Sb., o ochraně veřejného zdraví a o změně některých souvisejících zákonů, Vládní nařízení č. 178/2001 Sb., kterým se stanoví podmínky ochrany zdraví zaměstnanců při práci, Zákon č. 309/2006 Sb., o bezpečnosti a ochraně zdraví při práci a Nařízení vlády č. 106/2010, které novelizuje Nařízení vlády č. 1/2008 Sb., o ochraně zdraví před neionizujícím zářením.

## 6 Měření parametrů chirurgického laseru

### 6.1 Vlastnosti laseru

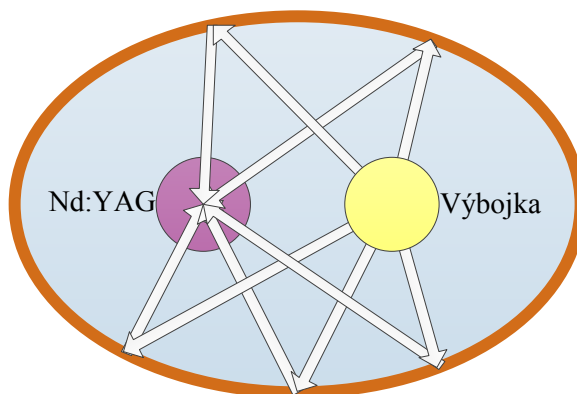
Chirurgický laser, o kterém pojednává tato diplomová práce je Laser Beam Tec MYLS 100. Vzhledem k výstupnímu výkonu a vlnové délce laseru náleží do IV. třídy. Řadí se mezi pevnolátkové iontové lasery, neboť jeho aktivní prostředí je tvořeno krystalem yttrium aluminium granátu dopovaným neodymem, tedy Nd:YAG. Tyto syntetické krystaly vznikají pomocí Czochralského metody. Metoda spočívá v použití roztaveného materiálu, z kterého je krystal vyroben. Do této roztavené látky je ponořena a následně postupně rotujícím pohybem vytahována pevná část stejného materiálu o podobné avšak trochu nižší teplotě, než má tavenina. Materiál musí mít velmi vysoký bod tání, aby při vytahování nedocházelo k jeho opětovnému tání. Díky změně teploty na rozhraní pevné a kapalné látky dochází k tuhnutí látky v oblasti pevné části a tím k postupnému nabývání krystalu, při které je na zárodku vysoce kvalitního materiálu s vysokým bodem tání z roztaveného materiálu pomalu vytahován rotující pevný krystal. K vypěstování kvalitních krystalů se užívá speciálních typů kelímků vyráběných z křemene, do kterých je umístěna tavenina. Po dobu růstu krystalu se musí v peci udržovat stále stejné podmínky. Ukázka krystalu je znázorněna na Obr.7.



Obr.7 Krystal Nd:YAG – aktivní prostředí laseru [11]

Jak je vidět, krystaly se obrábějí do různých tvarů a velikostí. Jedno mají však společné. Čela krystalů musejí být dokonale vyleštěná, aby byl umožněn co nejlepší průchod generovaného záření, a zbytek jejich těla naopak matný.

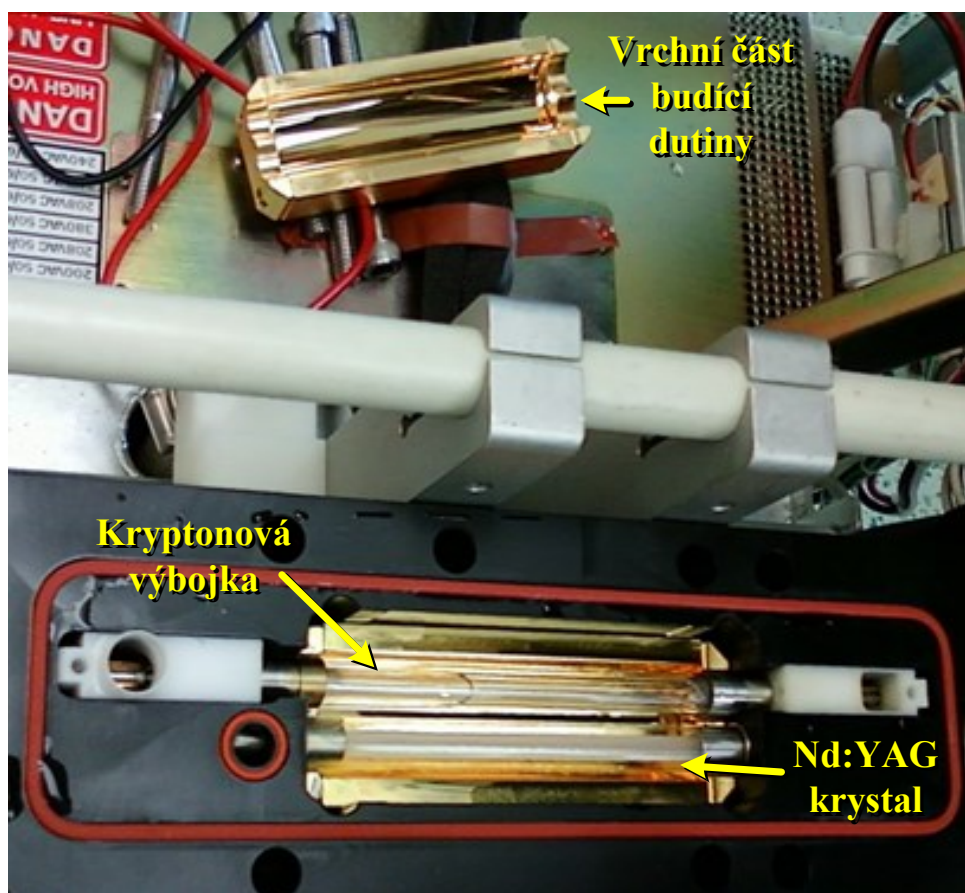
Ke generování laserového záření pomocí aktivního prostředí je zapotřebí kvalitní buzení, které je v tomto případě zajištěno opticky, a to kryptonovou výbojkou. Její emisní spektrum se shoduje s absorpčním spektrem Nd:YAG. Je tvořena lineární křemennou trubicí, která má ve svých koncích zataveny dvě elektrody. Tato výbojka má průměr 1 cm, délku 15 cm a je naplněna kryptonem pod tlakem 0,2 - 0,4 MPa. Je umístěna spolu s krystalem tvořícím aktivní prostředí do budící dutiny ve tvaru elipsy, a to tak, že v jednom ohnisku se nachází krystal a ve druhém kryptonová výbojka, jak je patrné z Obr.8. Toto rozložení je výhodné z důvodu potřeby maximálního přenosu budící energie z výbojky do aktivního prostředí, ke kterému také přispívá materiál, ze kterého je budící dutina vyrobena, a tím je zlato. Tento materiál má totiž velmi vysokou reflektanci pro dané budící optické záření. Nd:YAG laser buzený kryptonovou výbojkou dosahuje účinnosti až několika procent, na rozdíl od většiny medicínských laserů, které dosahují účinnosti maximálně několika desetin procenta. V dnešní době je buzení tímto způsobem pomalu nahrazováno LED pásem. Tímto způsobem lze dosáhnout větší intenzity laserového záření.



Obr.8 **Odrazivost záření v budící dutině**

Vzhledem k tomu, že se větší část převáděné energie z výbojky do aktivního prostředí přemění na teplo, je nedílnou součástí tohoto laseru také chlazení, které je založeno na vodní bázi. Jeho cílem je odebrat jak teplo vznikající při nezářivých přechodech aktivních iontů, tak teplo vznikající parazitní absorpcí na všech částech uvnitř laserové hlavice. Z Obr.9 je patrné, že krystal aktivního prostředí i kryptonová výbojka jsou uzavřeny ve skleněných trubicích a voda proudí právě těmito trubicemi. K chlazení se používá výhradně destilovaná voda s maximální vodivostí 4  $\mu\text{S}/\text{cm}$ . Musí se jednat o kapalinu, která je danému budicímu i výstupnímu záření zcela propustná a má co možná největší měrnou tepelnou kapacitu. Pokud není aktivní prostředí dostatečně chlazené, většinou dochází k posunu spektrálních čar a k přerušení generace záření.





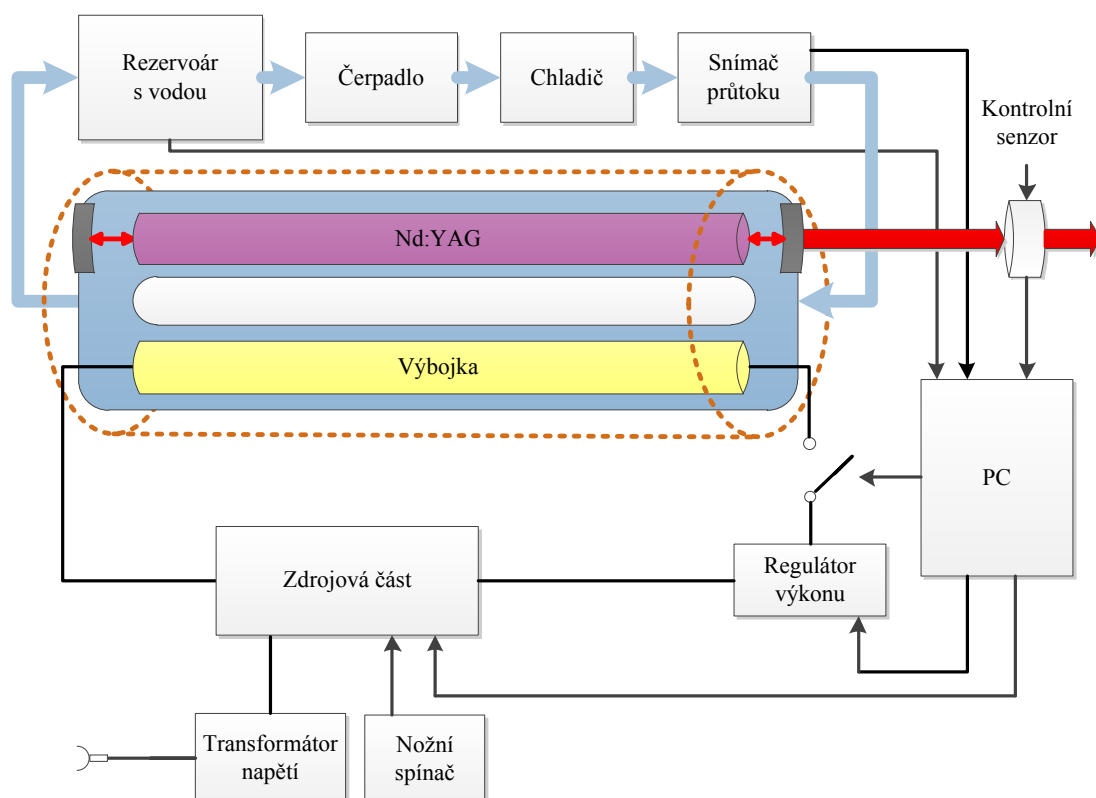
Obr.9 Budící dutina s aktivním prostředím a kryptonovou výbojkou

Chladicí jednotka je složena z rezervoáru, čerpadla, chladiče a snímače průtoku. Z chladiče by měla vytékat voda o konstantní teplotě s maximální odchylkou  $\pm 0,1^\circ\text{C}$ . Vzhledem k veliké důležitosti chlazení je snímač průtoku do obvodu zařazen tak, aby při detekované chybě rozpojil obvod a tím zastavil činnost laseru, jak je patrné z Obr.10. Celý chladicí systém pojme přibližně 10 l destilované vody. Podobně, jak je kontrolován průtok, je kontrolována i hladina vody v rezervoáru.

Množství energie potřebné ke správné funkci výbojky, je dodáváno zdrojem laseru. K napájení této kontinuální výbojky slouží elektrický obvod, který na ni přivádí proud o velikosti 40 A. Maximální příkon této výbojky je 5 kW a napětí, kterým je výbojka buzena je 160 V. Životnost výbojky se pohybuje průměrně kolem 200 hodin. Laser je napájen síťovým napětím 230 V, proto je součástí obvodu transformátor, který upravuje napětí na požadovaných 160 V. Nastavení výkonu výstupního záření se provádí změnou procházejícího proudu v regulačním obvodu.

Kromě zdrojové části má laser také řídicí část, která je tvořena počítačem. Ten má na starosti chod a kontrolu funkčnosti celého přístroje, což lze vyčíst ze schématu na Obr.10.

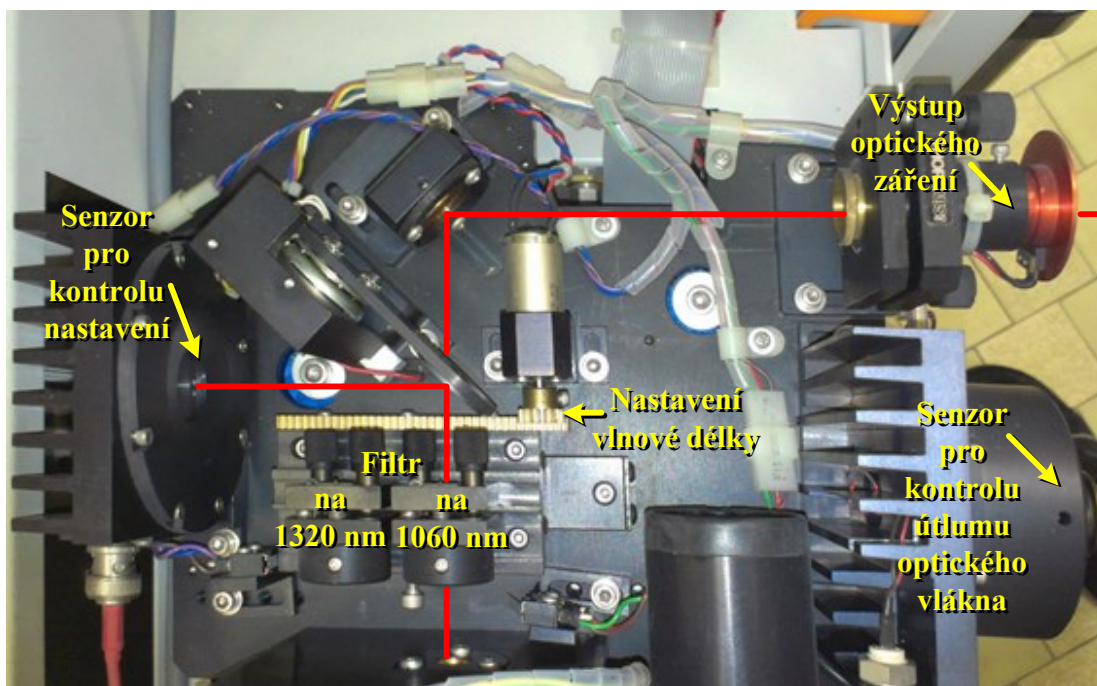
Kontroluje množství vody v rezervoáru, průtok a teplotu chladicí kapaliny, vlastnosti výstupního laserového svazku a uzavření všech nebezpečných částí přístroje. V případě, že některý z kontrolovaných parametrů neodpovídá zadané hodnotě, rozpojí se obvod a laser dále není schopen generovat záření. Tato řídicí část slouží také jako rozhraní mezi laserem a obsluhou. Obsluha může skrze řídicí jednotku zadávat parametry výstupního záření, nastavit chlazení plynem po dobu operace, nebo ukládat a načítat informace týkající se lékařského provozu.



Obr.10 Schéma přístroje

Vzhledem k vlastnostem aktivního prostředí generuje tento chirurgický laser záření o dvou vlnových délkách, a to 1060 nm a záření s menší účinností s vlnovou délkou 1320 nm. Je možné nastavit, která vlnová délka bude používána. To je umožněno pomocí dvou rozdílných filtrů zobrazených na Obr.11. Jeden z nich absorbuje vlnové délky v okolí 1060 nm a pro 1320 nm má maximální transmisivitu a druhý je zaměřen na vlnové délky v okolí 1320 nm a neabsorbuje vlnové délky v okolí 1060 nm. Nastavení probíhá jednoduchým posunem pomocí ozubeného kolečka. Po každém přenastavení vlnové délky nebo výstupního výkonu, dochází ke kontrole správnosti nastavení pomocí kontrolního senzoru. Záření je do něj odráženo pomocí posuvného zrcadla se 100%ní odrazivostí. Dojde-li k úspěšné kontrole, zrcadlo je posunuto tak, že na něj generované záření dále nedopadá a může být pomocí další optiky navedeno do výstupu. V opačném případě dojde k opětovnému nastavení. Vzhledem k tomu, že optické vlákno, které je napojeno na výstup z přístroje, způsobuje jisté ztráty na

procházejícím záření, je zde zařazen další kontrolní prvek. Tento senzor má na starosti kalibraci výstupního výkonu tak, aby se vzniklé ztráty vykompenzovaly a výstupní výkon odpovídal nastavení. Toto nastavení lze provádět na všech úrovních výkonu, nejdůležitější je ale pro úrovně 1-2 W.



Obr.11 Vnitřní rozložení optiky

Vlnové délky, na kterých laser generuje optické záření, odpovídají infračervenému spektru, takže se jedná o záření pro lidské oko neviditelné, což je vysoce nebezpečné. Dokonce i nezaostřený paprsek může způsobit popáleniny třetího stupně nebo doživotní slepotu. Z tohoto důvodu je do přístroje zařazen naváděcí helium-neonový laser (He-Ne laser). Jedná se o plynový laser generující optické záření s vlnovou délkou 633 nm. Výrobce udává, že maximální hodnota středního výkonu výstupního záření je 15 mW, nejvyšší naměřená hodnota však dosahuje pouze 5 mW. Intenzita naváděcího laserového záření je však stále dostačující a lidským okem velmi dobře postřehnutelná.

Vzhledem k tomu, že laserové záření vystupuje z přístroje, který musí být umístěn v průběhu operace stabilně na jednom místě, je k navádění paprsku na potřebné místo použito pružné optické vlákno. K vedení záření optickým vláknem se využívá odrazu paprsku na rozhraní dvou materiálů s rozdílným indexem lomu. Dělí se tedy na jádro a plášť. Protože index lomu závisí na dané vlnové délce záření, které se láme, je nutno používat taková optická vlákna, která jsou přizpůsobena právě na přenos používaných vlnových délek. V případě Nd:YAG laseru naváděného He-Ne laserem se pro přenos používají buďto křemenná nebo křemeno-silikonová optická vlákna. Průměr jádra mají 400  $\mu\text{m}$  nebo 600

um a vnější průměr se pohybuje od 0,7 mm do 2,3 mm. Jeho celkový průměr záleží také na tom, zda je součástí otvor na přívod chladicího plynu, či se jedná pouze o tzv. holá vlákna. Tato optická vlákna mají konstantní délku a to je 4,3 m. Zda je optické vlákno v dobrém stavu, je možno zjistit pomocí naváděcího záření He-Ne laseru a to tak, že se zaměří kolmo na rovný čistý světlý povrch, na němž se zobrazí kulatý nerozptýlený červený bod. V případě, že se tento bod neobjeví, je potřeba prohlédnout vlákno po celé jeho délce. Dochází-li k bočnímu úniku záření, je nutno optické vlákno vyměnit za neporušené. Je však možné, že došlo pouze ke znečištění jednoho z konců optického vlákna. Pak je potřeba prohlédnout oba konce vlákna pod zvětšovací sklem a v případě znečištění je podle instrukcí v přibaleném návodu očistit. Před operací i během ní je nutno se vyvarovat kontaktu konce vlákna s tkání, jinak dojde k jeho znečištění.

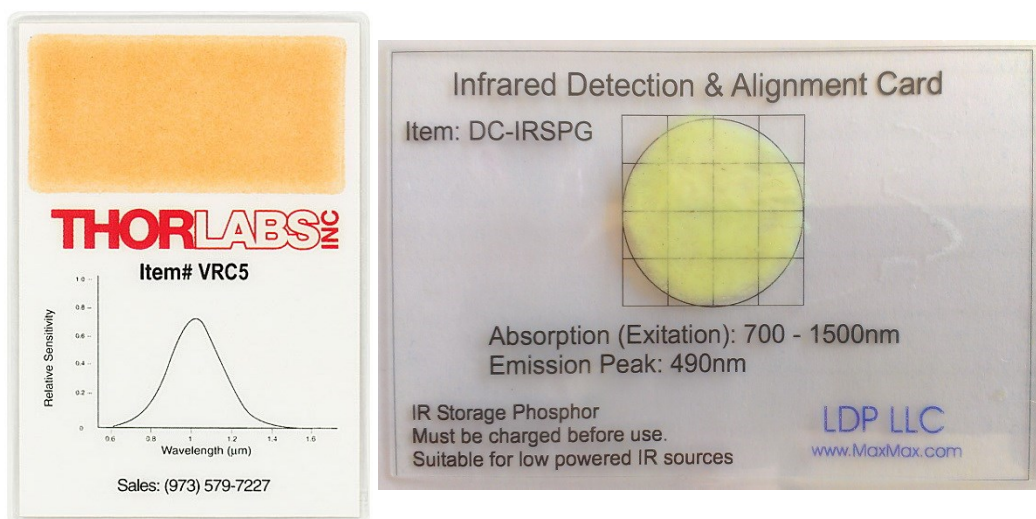
Jak již bylo v předchozím odstavci vzpomenu, může být k laseru připojen přívod chladicího plynu. Doporučují se následující chladicí plyny: CO<sub>2</sub>, N, He nebo stlačený vzduch. V žádném případě nesmí být připojen kyslík nebo jakýkoliv jiný plyn, který by mohl při kontaktu s laserovým zářením vzplanout.

Při nastavení laseru je možno vybrat mezi třemi možnými režimy generace záření a to kontinuálním, impulzním a pulzním. Tento laser ale doopravdy není schopen generovat záření v impulzním a pulzním režimu v pravém slova smyslu, jelikož je jeho aktivní prostředí buzeno kryptonovou výbojkou. Jedná se tedy pouze o modulovaný kontinuální laser. Impulzní a pulzní režim je vytvořen z kontinuálního pomocí laserové závěrky, v tomto případě pomocí tzv. Pockelsovy cely. Jedná se o závěrku složenou z elektrooptického krystalu, který v závislosti na velikosti přivedeného elektrického napětí mění polarizaci záření, a z polarizačního filtru zařazeného za krystalem, který je natočen tak, aby propouštěl záření s původní polarizací. Pockelsova cela je umístěna v optickém rezonátoru a v závislosti na nastavení požadované délky impulzů zamezuje na určitou dobu generaci optického záření. Lasery s kontinuálním režimem generace sice dosahují nižších výkonů než lasery impulzní či pulzní, zato však mají větší míru koherence a užší spektrální čáru. Její šířka je 0,4 nm. K tomu, aby byl výstupní svazek co nejkvalitnější, přispívá koncentrace dopovaného neodymu, která se v tomto případě pohybuje mezi 0,6 a 0,8%.

## 6.2 Bezpečnost v laboratoři VŠB

V závislosti na vlastnostech Nd:YAG laseru ať už naměřených nebo zadaných, je laser zařazen do IV. třídy. Musí být označen štítkem s označením zařazení do VI. třídy a s informacemi o vlnových délkách generovaného záření. Tato třída s sebou přináší velké riziko a mnoho bezpečnostních opatření. Aby bylo možno předejít jakýmkoliv zraněním, je potřeba si uvědomit, že optické záření z Nd:YAG laseru je lidským okem neviditelné a může způsobit popálení třetího stupně, i když není zaostřeno. Také z tohoto důvodu byly pořízeny zobrazovací kartičky, které po přiložení do dráhy laseru svazek zobrazí a je možno určit jeho dráhu. Tyto kartičky se musí nasvítit na obyčejném denním světle, čímž dochází k jejich nabití a následně jsou schopny po dopadu záření v rozsahu 700 – 1500 nm emitovat záření

pro lidské oko viditelné. Typy, které byly použity pro práci s Nd:YAG laserem jsou vyobrazeny na Obr.12. V případě kartičky od společnosti Thorlabs se jedná o záření v červeném spektru a co se týče druhé zobrazovací kartičky, tak ta emituje záření v zelené části spektra.



Obr.12 Zobrazovací kartičky pro 1060 nm a 1320 nm

Mnohem větší nebezpečí však představuje laserový svazek pro oko. Při práci s laserem je tedy nutné, aby se optický svazek neodrážel od jakéhokoliv odrazného povrchu. Všichni účastníci práce s laserem musejí být vybaveni oční bezpečnostní ochranou, která svým rozsahem ochranných spekter odpovídá generovaným vlnovým délkám laseru. Tyto ochranné brýle musí mít optickou hustotu minimálně 4,5 a musí být vybaveny boční ochranou. Pro práci s Nd:YAG laserem byly použity ochranné brýle firmy Laservision, které jsou zobrazeny na Obr.13.



Obr.13 Ochranné brýle



Brýle jsou vybaveny boční ochranou a těsněním, které se přizpůsobí tvaru obličeje. Pro případ potřeby dlouhodobého nošení je možno stranice brýlí vyměnit za gumu, která brýle pohodlně drží na hlavě i při jejím naklánění. Skla jsou tvořena filtry, které mají 66%ní propustnost pro viditelné optické záření. Ochrana proti ostatním vlnovým délkám je uvedena v následující Tab.3.

Vlnová délka [nm]	Režim generace	Stupeň ochrany (1-10)
950 - 1000	kontinuální impulzní pulzní	4
1000 - 1050	kontinuální	6
	impulzní pulzní	7
1050 - 1400	kontinuální	7
	impulzní pulzní	8
1400 - 2100	kontinuální	5
	impulzní	4
2100 - 3000	kontinuální impulzní	4
10600	kontinuální impulzní	4

**Tab. 3: Popis vlastností ochranných brýlí**

Ochranné filtry v brýlích jsou sice vysoce účinné, avšak stále nedokáží zabránit poškození zraku. Proto musí osoby pracující s laserem stále dbát vysoké opatrnosti.



**Obr.14 Výstražná tabulka**

Vzhledem k vysokému výstupnímu výkonu laseru se v jeho přítomnosti nesmí používat hořlavé kapaliny. Ostatní hořlavé materiály musejí být drženy mimo dráhu laserového

záření. Hrozí vznik požáru či výbuchu. Pro případ havárie by měla být místnost, ve které se laser používá, vybavena hasicím přístrojem. Tato místnost by měla být u vstupních dveří označená příslušnou výstražnou tabulkou zobrazenou na Obr.14.

Uvnitř hlavní skříně laserového přístroje je generováno vysoké napětí. Laser by měl být zabezpečen tak, aby při otevření kteréhokoli bloku přístroje došlo k přerušení generace optického záření a při jeho uzavření nedošlo k samovolné generaci záření. I přes toto opatření je nutné jednotku vždy před spuštěním zkontrolovat a zajistit, aby byly všechny její panely řádně uzavřeny. Během chodu laseru nesmí být uvolňován ani odstraněn kterýkoliv z panelů. Servis jednotky smí provádět pouze autorizovaný servisní technik.

Chod laseru musí být označen akustickou a světelnou signalizací, přičemž barva světelné signalizace musí být zvolena tak, aby byla viditelná i přes ochranné brýle. Dráha laserového svazku by měla být v nejlepším případě zakrytovaná, nebo alespoň umístěna tak, aby do ní za chodu laseru nemohl nikdo vstoupit. Aby nedocházelo k nechtěným odrazům, musí být dráha laserového svazku ukončena absorpčním terčem.

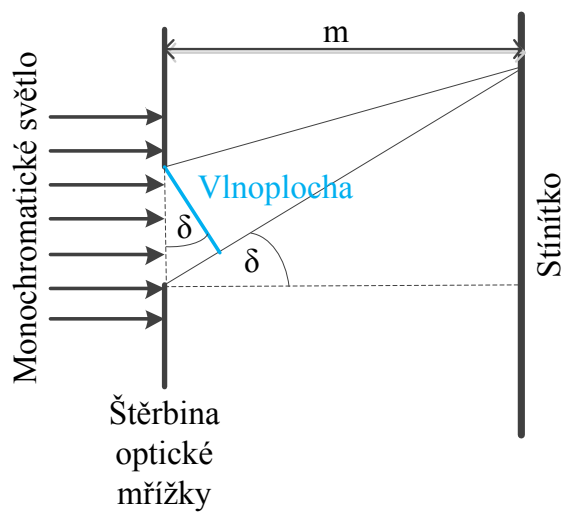
Součástí vybavení laseru musí být technická dokumentace a provozní řád, který byl projednán s příslušným hygienickým orgánem. Zmíněné dokumenty musí obsahovat vše, co bylo uvedeno v kapitole pojednávající o bezpečnosti a legislativě. Tento laser smí obsluhovat pouze vysoce proškolený personál.

### 6.3 Výstupní parametry a způsoby jejich měření

Základním parametrem výstupního laserového záření společným pro všechny typy laseru je vlnová délka. Dále se již parametry dělí podle režimu generace záření. Pro kontinuální lasery jsou podstatné tyto parametry: průměr svazku a jeho divergence, střední výkon a hustota výkonu. Co se týče laserů s pulzním a impulzním režimem, tak zde se měří především šířka pulzu a energie obsažená v jenom pulzu a z těchto parametrů je možno dále dopočítat špičkový výkon.

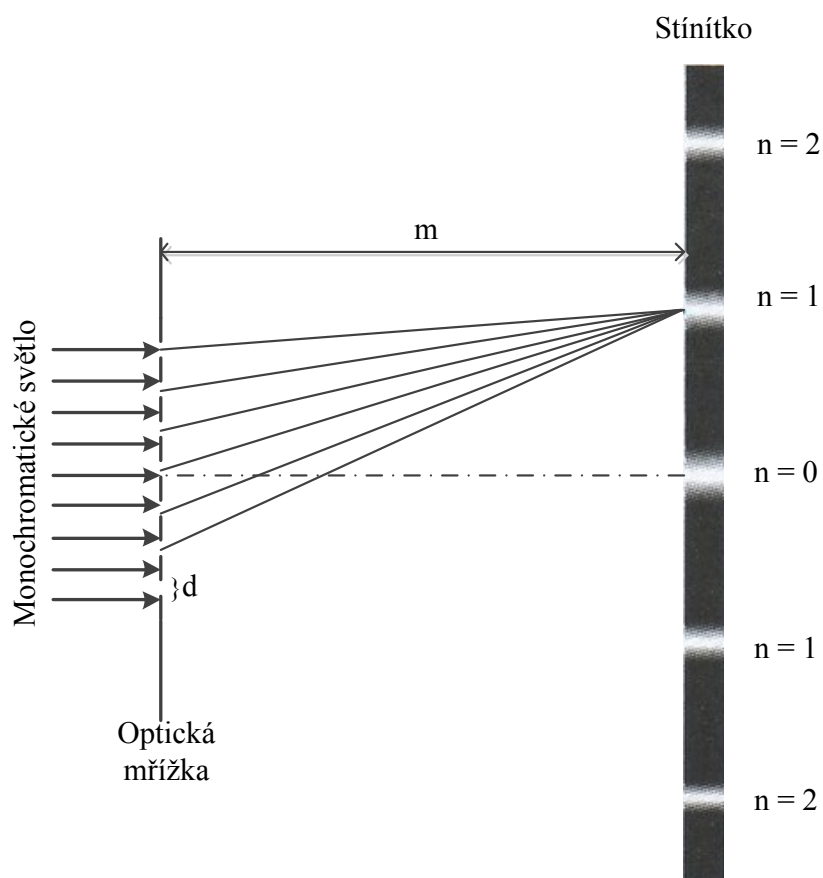
#### 6.3.1 Měření vlnové délky

Vzhledem k obecným vlastnostem laserového záření se předpokládá, že by mělo mít diskrétní spektrum, což znamená, že ve svém spektru obsahuje jenom některé vlnové délky. Na základě této vlastnosti lze vlnové délky změřit pomocí optické mřížky, což je soustava velmi úzkých rovnoběžných čar, vyrytých na planoparalelní skleněné destičce, vzdálených od sebe vždy o stejnou vzdálenost, takzvanou mřížkovou konstantu  $d$ . Vrupy jsou matné, a proto nepropouštějí optické záření. Zato neporušená místa mezi nimi jsou opticky propustná a plní funkci šterbin. Při kolmém dopadu záření na optickou mřížku, dochází k difrakci. Záření tedy částečně proniká i do oblastí, kde by byl stín, v případě, že by k ohybu nedošlo a právě v těchto místech dochází k interferenci a vzniku difrakčního obrazce. Na každé šterbině se totiž záření odchýlí od původního směru o stejný úhel  $\delta$ , jak je znázorněno na Obr.15



Obr.15 Odchýlení záření na štěrbině

Na stínítku za optickou mřížkou je pak možno vidět několik interferenčních maxim, což je znázorněno na Obr.16.



Obr.16 Difrakční obrazec



Každé maximum má svůj řád. Maximum, které se zobrazí v místě, kde by záření dopadlo, kdyby před něj nebyla zařazena optická mřížka, bývá nejjasnější. Je nazýváno maximum nultého řádu a je označeno jako  $n = 0$ . Následuje maximum prvního řádu, které se nachází vpravo i vlevo od maxima nultého řádu atd. Právě díky těmto maximům lze vlnovou délku spočítat a to podle vzorce:

$$\lambda = \frac{d \sin \delta}{n} \quad (6.1)$$

Tento způsob měření je však využíván převážně pro optické záření s vlnovou délkou ve viditelném spektru a to z důvodu snadné detekovatelnosti interferenčních obrazců pomocí oka.

Pro měření vlnové délky infračerveného záření lze tento způsob také použít, nicméně je zde nutnost zajistit zobrazení všech vzniklých drah optického záření. To je možno hned několika způsoby.

Infračervené záření přenáší jistou energii. Při dopadu na povrch mu energii předá a povrch se v místě dopadu ohřeje. Lze jej tedy detekovat jako změnu teploty povrchu. K tomuto účelu se používají například teplocitlivé fólie z tekutých krystalů. Jsou to černé fólie, které v závislosti na své teplotě mění barvu. Velikým mínusem těchto fólií je ale fakt, že reagují pouze na určité rozmezí teplot, takže je potřeba dopředu znát rozsah, se kterým budeme pracovat.

Dalším způsobem, jak je možné detekovat infračervené záření, je užití kamery. CCD čipy, které jsou v dnešní době součástí téměř každého fotoaparátu či kamery jsou vytvořeny mimo jiné z monokrystalu křemíku. Ten, na rozdíl od lidského oka, absorbuje vlnové délky v mnohem větším rozsahu. Pro běžné užívání ovšem není takový rozsah potřeba, proto jsou před CCD čipy umístěny filtry, které propouští pouze záření z viditelného spektra. Pro detekci infračerveného záření by měly být tyto filtry odstraněny. Lze také použít kamery s nočním viděním. Nejsou vybaveny filtrem pohlcujícím infračervené záření, protože k zobrazení tmavého prostředí používají právě infračervené LED, které nejsou okem detekovatelné. V tomto případě je však potřeba právě tyto LED vypnout, protože by nebyl tak patrný rozdíl při detekci místa, na které dopadá laserové záření.

Detekce záření s vlnovou délkou v ultrafialové oblasti není tak složitá jako v předešlém případě, protože fotony ultrafialového záření mají větší energii než fotony viditelného záření. Ultrafialové záření lze tedy převést na viditelné záření pomocí luminiscence, což je emise světla vyvolaná absorpcí elektromagnetického záření.

### 6.3.2 Měření parametrů kontinuálních laserů

Pokud je potřeba charakterizovat výstupní záření u laserů s kontinuálním režimem generace, je nejčastěji měřeným parametrem střední výkon značený  $P$ . Ten je možno změřit pomocí termočlávkové sondy. Jakmile dopadne záření na senzor sondy, ohřeje jej. Vzniklé teplo je porovnáváno s původní teplotou senzoru, která je neustále udržována v chladicí

jednotce tohoto přístroje. Rozdíl teplot je převeden pomocí termoelektrického jevu na elektrický proud, který je dále odváděn do měřicího přístroje. Na základě množství změřeného elektrického proudu se zobrazí hodnota naměřeného výkonu. Výhodou těchto senzorů je možnost pracovat s velkým rozsahem spekter a to od ultrafialové až po infračervenou. Vzhledem k tomu, že měřenou veličinou je teplo, nezáleží na prostorovém rozložení paprsku. Teplotní čidla termočláňkových senzorů mohou pracovat také v širokém rozsahu měřených výkonů. Oproti tomu je značnou nevýhodou pomalý teplotní nárůst. Z tohoto důvodu se termočláňkové senzory využívají převážně pro měření parametrů laserů pracujících v kontinuálním režimu. Mohou se však využívat také k měření energie jednoho dlouhého pulzu.

Kromě středního výkonu se u kontinuálních laserů měří také pološířka svazku a jeho divergence. Pološířka neboli poloměr svazku  $w(z)$  označuje vzdálenost v příčném průřezu od osy šíření, na níž záření dosahuje největší intenzity  $I$ , ve které intenzita poklesne na  $1/e^2$  její maximální hodnoty. Závislost pološířky svazku na vzdálenosti  $z$  je vyjádřena vzorcem:

$$w(z) = w_0 \left[ 1 + \left( \frac{z}{z_R} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (6.2)$$

Symbolem  $w_0$  je označována pološířka takzvaného pasu svazku, v tomto místě dosahuje pološířka svazku nejmenší hodnoty. S rostoucí vzdáleností  $z$  pološířka svazku postupně roste a ve vzdálenosti  $z = z_R$  dosahuje hodnoty  $\sqrt{2}w_0$ . Od této hodnoty se již svazek rozšiřuje lineárně. K měření v oblasti viditelného spektra stačí použít stínítko, na které se nechá laserový svazek dopadat a jeho průměr se jednoduše změří. Pro přesnější měření lze pološířku svazku měřit za pomoci kruhové clony s proměnným průměrem apertury a soustavy přístrojů pro měření středního výkonu. Divergenci svazku lze následně vypočítat ze dvou měření v různých vzdálenostech od místa, z něhož laserové záření vychází. V případě záření mimo viditelné spektrum vlnových délek je nutno paprsek tohoto záření zobrazit, například pomocí dříve uváděných metod.

Jakmile je znám střední výkon optického záření a obsah plochy, na kterou záření dopadá, je možno vypočítat plošnou hustotu výkonu optického záření, dříve značenou také jako intenzitu optického záření pomocí vzorce:

$$I = \frac{\partial P}{\partial S} \quad (6.3)$$

### 6.3.3 Měření parametrů laserů pulzních a impulzních

U laserů s pulzním a impulzním režimem generace jsou měřeny, v závislosti na rozdílném profilu svazku, jiné veličiny. Základními charakteristikami jsou délka neboli doba trvání impulzu, opakovací frekvence (u pulzních laserů), energie jednoho pulzu a špičkový výkon.

V případě, že se jedná o pulzní laser s délkou pulzů v řádu nanosekund a větší, lze pomocí fotodiody a osciloskopu změřit délku pulzů, opakovací frekvenci a dokonce lze zobrazit tvar jednotlivých pulzů. Vzhledem k tomu, že se zmenšující se délkou pulzu roste intenzita generovaného záření, je snaha o vytvoření co nejkratších pulzů. Pro měření vlastností takového záření už ale zmiňované postupy měření nestačí a je potřeba přejít k jiným způsobům měření. Jedná-li se o pulzy pikosekundové, lze je zobrazit pomocí elektrooptické kamery. Ta je složena z fotokatody, na kterou dopadá optické záření. Vznikem fotoelektrického jevu jsou uvolňovány elektrony v množství odpovídajícímu okamžité intenzitě dopadajícího záření. Uvolněné elektrony jsou dále urychlovány vysokým elektrickým napětím, které se nachází mezi fotokatodou a za ní umístěnou anodou. Za anodou se nachází vychylovací elektrody, které pomocí elektrického pole rozmítnou svazek elektronů prošlý přes anodu tak, aby dopadly na luminiscenční stínítko prostorově rozděleny podle časových okamžiků průchodu. Je tedy možno znázornit závislost intenzity optického záření na čase. Pro měření velmi krátkých optických impulzů se používá buďto dvoufotonové absorpce následované fluorescencí, nebo generace optických harmonických frekvencí. Další možností, jak měřit délku pulzu je užití spektrální interferometrie.

Pro měření energie pulzu se používá sonda a měřicí přístroj, podobně jako při měření středního výkonu. Z důvodu pomalého měření termočlánekového senzoru je však nutno použít pyroelektrické sondy. Ty využívají feroelektrický krystal, což je krystal s trvalou elektrickou polarizací. Dopadající záření ohřívá krystal, čímž mění jeho dipólový moment a dochází ke generaci elektrického proudu. Vzhledem k tomu, že ke generaci elektrického proudu dochází pouze při změně dipólového momentu, jsou pyroelektrické sondy upřednostňovány pro měření pulzních a impulzních laserů. Na základě toho, že jsou vhodné pro měření vyšších výkonů a mají kratší časovou odezvu, jsou postupně upřednostňovány také před polovodičovými sondami. Co se týče měřicích přístrojů, existují buďto přístroje, které měří pouze energii, nebo výkon. Mnohem výhodnější a využitelnější jsou měřicí přístroje, které jsou kompatibilní jak se sondami pro měření energie, tak pro měření výkonu. Pokud je potřeba naměřená data sbírat pro další vyhodnocení, nebo k archivaci, je užitečnější použít rozhraní, pomocí kterého se naměřená data převedou do počítače a upraví se v příslušném programu do požadované podoby.

Pokud je známá energie a šířka pulzu, je možné vypočítat špičkový výkon pomocí vzorce:

$$P_p = \frac{E_p}{\tau} \quad (6.4)$$

Pro experimentální účely bývají měřeny i další vlastnosti optického záření. Jednotlivá měření však závisí na specifikaci experimentu, proto již nebudou v této práci rozebírány.

## 6.4 Charakteristika výstupních parametrů

Aby bylo možno zavést tento laser do výuky, bylo potřeba zjistit, jak se jeho parametry za dobu jeho užívání změnily. Vzhledem k tomu, že byl vyroben v roce 1993, tedy před 20

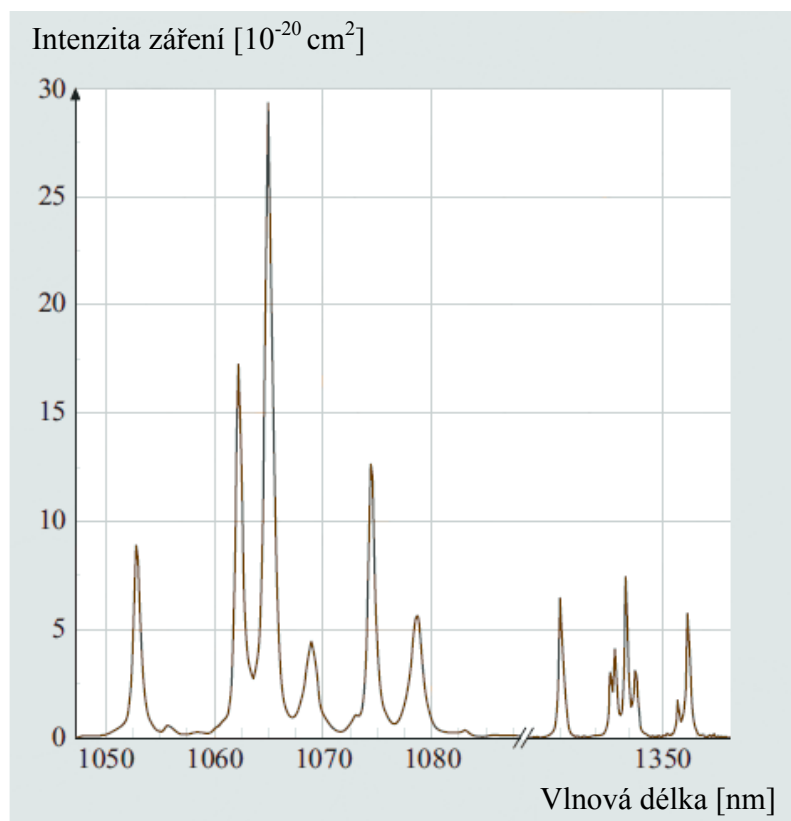
lety, se dá očekávat, že výstupní parametry nebudou zcela odpovídat těm, které jsou zadány při nastavení. I když byl laser pravidelně revidován, jednotlivé součásti tohoto přístroje postupně ztrácejí své původní vlastnosti. Tímto může být charakteristika výstupního záření značně ovlivněna.

Při bezpečnostních technických kontrolách laserů se provádí u kontinuálních laserů kontrola středního výkonu a prostorová struktura svazku. Co se týče laserů s pulzním či impulzním režimem generace, nejdůležitějšími parametry jsou délka pulzu a energie v něm obsažená.

Všechna měření probíhala v prostorách Fakultní nemocnice Ostrava za přítomnosti odborných pracovníků – vedoucího oddělení zdravotnické techniky pana ing. Marka Gajovského a revizního technika firmy SEC electronic s.r.o. pana Vlastimila Remsy.

#### 6.4.1 Měřicí přístroje

K pořízení měřicích přístrojů a pomůcek k měření bylo potřeba zjistit přibližné rozmezí jednotlivých parametrů. Základním parametrem laseru, který je nezbytný při výběru všech pomůcek k měření, je vlnová délka výstupního optického záření, která je v tomto případě 1064 nm a 1320 nm. Spektrální charakteristika kontinuálně buzeného Nd:YAG laseru je znázorněna na Obr.17.



Obr.17 Spektrální charakteristika kontinuálního Nd:YAG laseru [9]

Pro výběr správných ochranných brýlí, bylo zapotřebí znát rozsah vlnových délek, se kterými se bude pracovat, režim laseru, požadovanou optickou hustotu a doporučené přídatné ochranné prvky. Vlastnosti ochranných brýlí jsou shrnuty v kapitole 6.2.

Zobrazovací kartičky byly vybrány v závislosti na rozsahu vlnových délek záření, které měly zobrazovat a velikosti zobrazovací plochy. Podstatná také byla vlnová délka emitovaného záření. Lidské oko vykazuje odlišnou citlivost na různé vlnové délky z viditelného spektra. Z tohoto důvodu byly zakoupeny dvě zobrazovací kartičky. Jedna emituje záření na 490 nm a druhá na 630 nm.

Aby bylo možno vybrat vhodné přístroje pro měření výstupních parametrů chirurgického laseru, bylo potřeba znát rozsah vlnových délek, režim generace laseru a předpokládaný rozsah výkonu laseru. Způsob měření výstupních parametrů Nd:YAG laseru byl vybrán z několika alternativ. Vzhledem ke komplexnosti měření byl zvolen „Laser beam profiler system“. Tato měřicí sestava obsahuje termočlávkovou sondu pro měření středního výkonu a digitální kameru pro měření profilu svazku, délky pulzu, opakovací frekvence a energie v pulzu. Dále je součástí digitální měřicí přístroj a rozhraní USB-PC, kterým lze připojit sondu nebo kameru přímo k počítači. Aby bylo možno s naměřenými daty pracovat, je nedílnou součástí také program „BeamGate“ pro úpravu naměřených dat. Z důvodu zpoždění výběrového řízení však muselo být od tohoto způsobu měření upuštěno a bylo vybráno náhradní řešení.

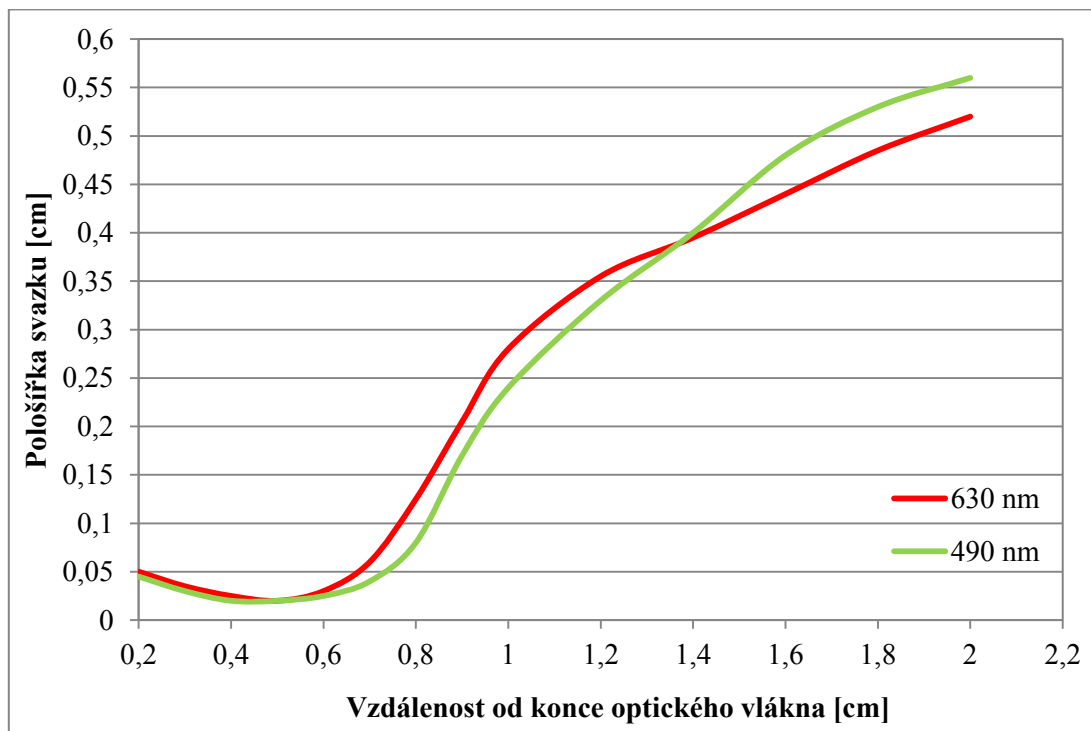
Výběr jednotlivých měřicích přístrojů a pomůcek k měření byl proveden na základě porovnání dostupnosti a jejich přínosu pro tuto práci. Seznam všech vyhovujících zařízení spolu s jejich parametry je uveden v příloze.

Nedílnou součástí všech měření byl testovací přípravek, který byl použit při měření jako absorpční terč. Tento přípravek je vyroben z velmi tvrdého dřevěného materiálu, a aby jej bylo možno použít je potřeba jej důkladně namočit do vody. Bývá používán k více účelům. Nejčastějším způsobem užití je kontrola shody směrovosti záření naváděcího a operačního laseru.

#### 6.4.2 Pološířka svazku a prostorová struktura

Vzhledem k tomu, že se optické záření generované laserem nachází v infračervené části spektra, měřila se pološířka svazku při dopadu optického záření na zobrazovací kartičky. Průměr zobrazeného obrazce byl měřen pomocí posuvného měřítka na základě subjektivního zhodnocení pozice hranic obrazce. Tímto způsobem odečítání hodnot byla do měření zanesena subjektivní chyba. Pro její co největší minimalizaci, byly použity dvě zobrazovací kartičky s rozdílným emisním spektrem a naměřené hodnoty byly porovnávány. V průběhu měření bylo zjištěno, že divergence svazku nezávisí na velikosti středního výkonu, ale pokud je nastavena vyšší hodnota středního výkonu, lze lépe pozorovat hranici zobrazeného laserového svazku. V rámci zachování vlastností zobrazovacích kartiček byl pro měření

průměru svazku použit střední výkon 6 W. Prostorová struktura laserového svazku byla změřena pro obě vlnové délky, ale vzhledem k tomu, že bylo v obou případech měření dosaženo téměř totožných výsledků, je dále pracováno pouze s výsledky měření pro vlnovou délku 1060 nm.



Obr.18 Prostorová struktura svazku

Přestože je lidské oko nejcitlivější na vlnovou délku 490 nm, měřená pološířka svazku zobrazovaná pomocí této vlnové délky byla větší oproti pološířce svazku zobrazované vlnovou délkou 630 nm až ve vzdálenosti 1,6 cm od místa výstupu záření z optického vlákna. Z grafu na Obr.18 je patrné, že se pas svazku nachází ve vzdálenosti 0,5 cm od místa výstupu optického záření. Měření bylo zaměřeno také na tvar zobrazené stopy a intenzitu emitovaného záření. Lze konstatovat, že emitované záření mělo v průběhu měření kruhově symetrickou stopu se středem v jednom bodě a jeho intenzitní profil v libovolné zobrazené vzdálenosti odpovídal gaussovskému profilu s osou v místě osy svazku.

#### 6.4.3 Divergence svazku

V závislosti na naměřených hodnotách byla vypočtena divergence svazku pomocí vzorce:

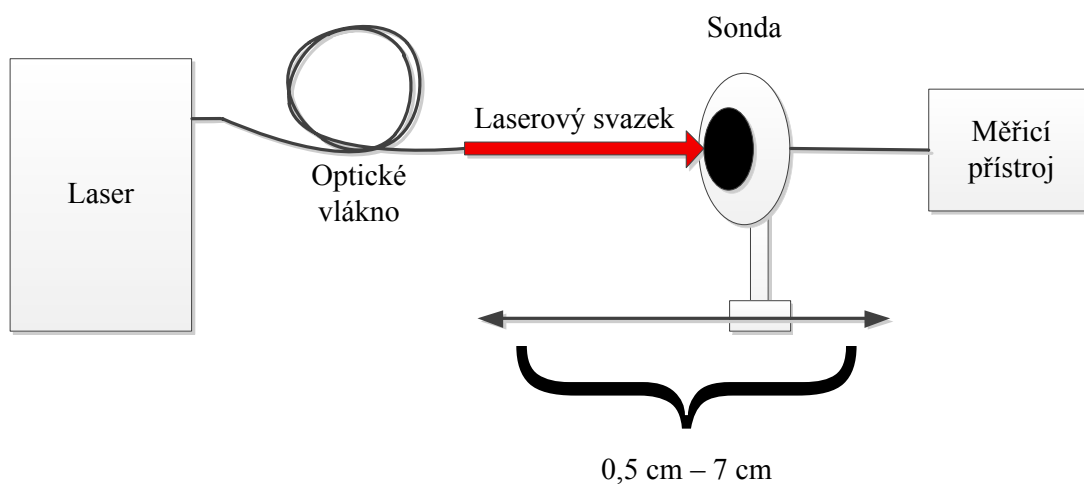
$$\theta = \arctg\left(\frac{r}{l}\right) \quad (6.5)$$

Průměrná hodnota divergencí vypočítaných z prostorových struktur naměřených pomocí obou zobrazovacích kartiček je  $\theta = 15^\circ$ . Hodnota divergence udávaná výrobcem je  $10^\circ$ .

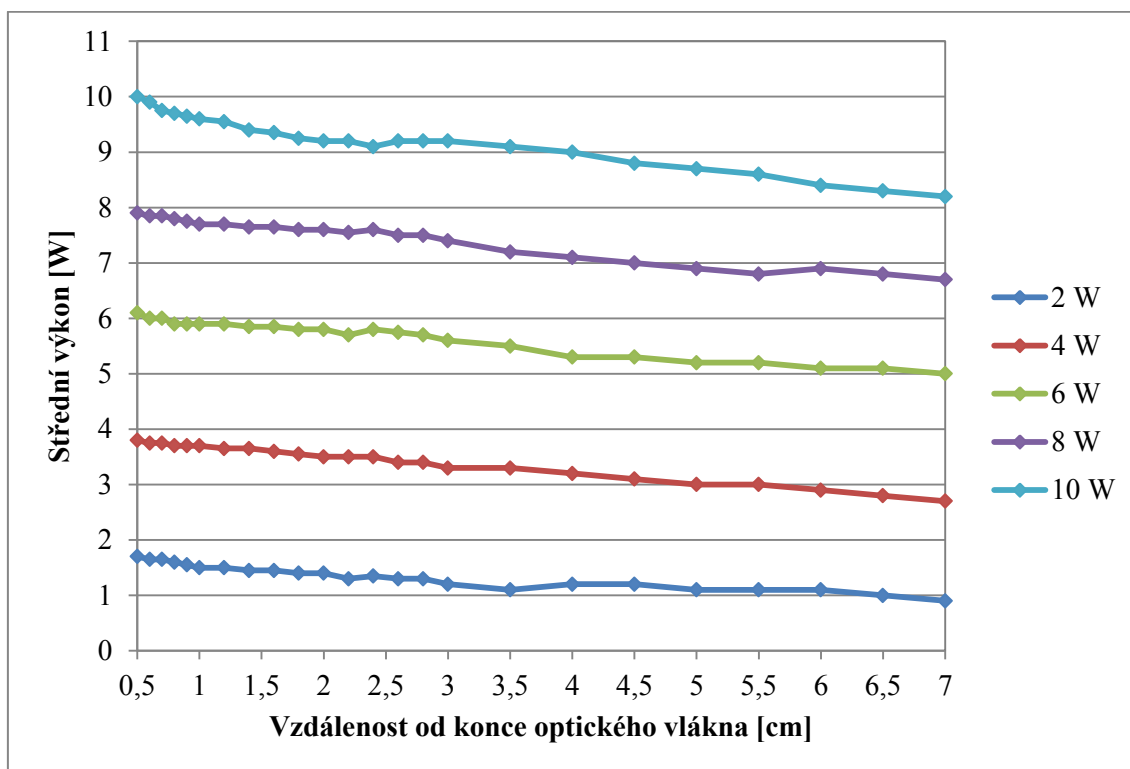
Tento rozdíl je způsoben hned několika faktory. Největší podíl na této výchyлке nese stárí přístroje. Laserový svazek po čase ztrácí své jedinečné vlastnosti a jednou z nejdůležitějších vlastností je právě minimální divergence svazku. Naměřené výsledky jistě ovlivnilo také stárí optického vlákna, kterým bylo záření přenášeno. Jeden z důvodů rozdílné hodnoty je také subjektivní chyba, která byla do měření zanesena při měření prostorové struktury svazku.

#### 6.4.4 Střední výkon

Střední výkon byl měřen za pomoci termočláňkové sondy a měřicího přístroje Coherent 210. Převodník této měřicí soustavy je kalibrován na 1 mV/W. V rámci zachování bezpečnosti práce s Nd:YAG laserem bylo pracováno v rozmezí 1 W - 10 W. Vzhledem k tomu, že je přístroj zabezpečen proti možnému riziku úniku laserového záření, není jej možno uvést do chodu, pokud nejsou všechny části bezpečně uzavřeny a na výstup není připojené optické vlákno. Z tohoto důvodu je měřen střední výkon pouze na výstupu z optického vlákna. Měření probíhalo při kolmém dopadu optického záření na senzor termočláňkové sondy a to ve vzdálenostech od 0,5 cm do 7 cm. Ve větší vzdálenosti již nemělo měření smysl kvůli příliš velké rozbíhavosti svazku.



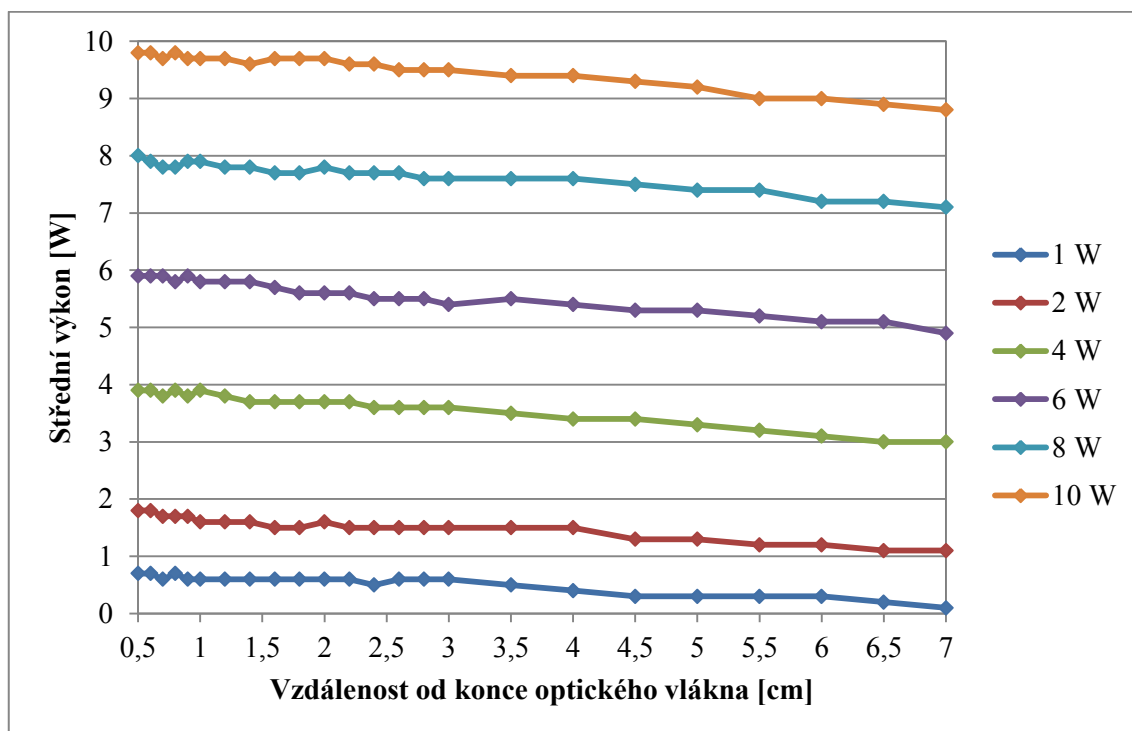
Obr.19 Schéma zapojení pro měření středního výkonu



Obr.20 Charakteristika středního výkonu pro  $\lambda=1064$  nm

Z výsledků měření znázorněných v grafu na Obr.20 je patrné, že střední výkon neodpovídá přesně nastavené hodnotě. U nižších hodnot středního výkonu se projevují větší odchylky od nastavených hodnot. Nejvýznamnější odchylka je patrná při nastavení 2 W. V místě s nejmenším průměrem svazku, kde by měla nastavená hodnota přesně odpovídat hodnotě měřené, byl změřen rozdíl 0,3 W, což odpovídá 15% z předpokládané hodnoty. Zato při nastavení 10 W byla ve vzdálenosti 0,5 cm od výstupu pokaždé změřena očekávaná hodnota 10 W. Při porovnání naměřených výsledků uvedených v grafech na Obr.18 a Obr.20 lze konstatovat, že s rostoucím průměrem svazku klesá hodnota středního výkonu.



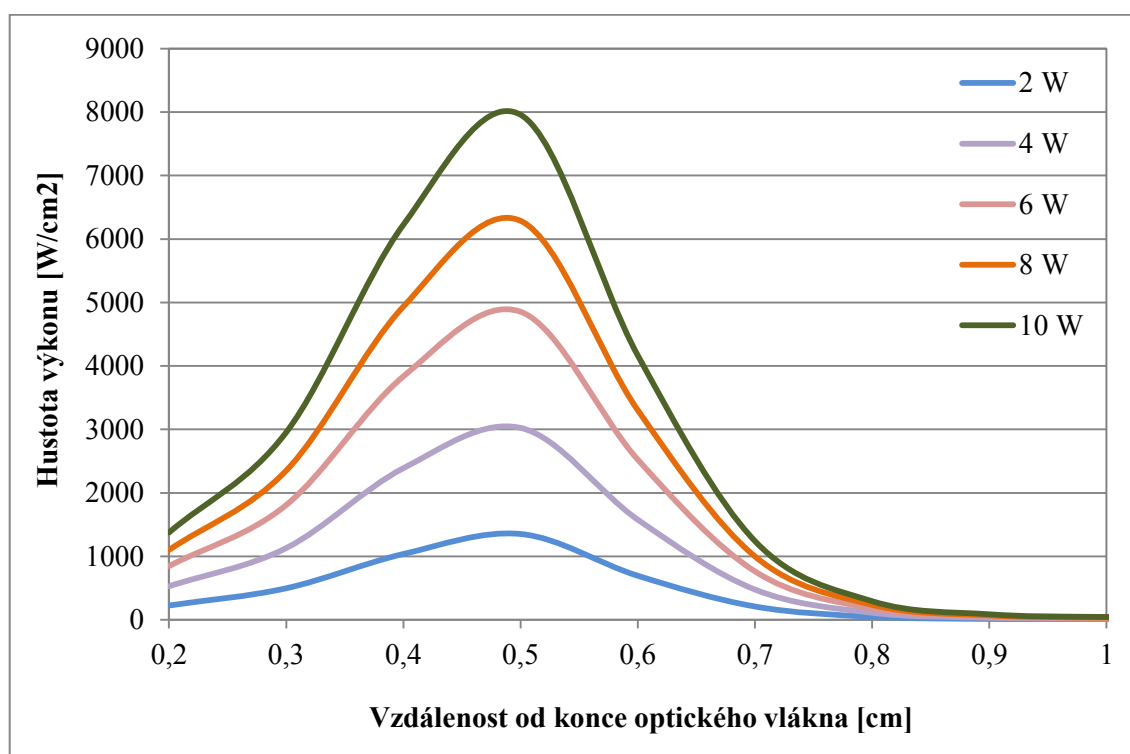


Obr.21 Charakteristika středního výkonu pro  $\lambda=1320$  nm

Na rozdíl od předchozí charakteristiky lze pro vlnovou délku 1320 nm konstatovat, že nejpřesnějšího nastavení je možno dosáhnout v rozmezí 4 – 8 W. Nejhorších výsledků bylo opět dosaženo při nastavení nejnižších hodnot výstupního záření. Při nastavení 2 W došlo k 10%ní odchylce a při nastavení 1 W dokonce k 30%ní odchylce. Nastavení nejnižších hodnot tedy neodpovídá naměřeným hodnotám středního výkonu.

#### 6.4.5 Hustota výkonu a energie

Jak již bylo dříve uváděno, hustotu výkonu je možno vypočítat, pokud je znám obsah plochy, na kterou záření dopadá a střední výkon optického záření v daném místě, pomocí vzorce (6.3). Touto veličinou je nejčastěji charakterizována energie, která je přenášena polem v daném bodě prostoru. Přesněji popisuje množství energie přenášené za jednotku času jednotkou plochy ve směru kolmém k dané ploše. Tohoto vztahu využívá použitý Nd:YAG laser. Jakmile je laser uveden do chodu, na displeji je znázorněné množství energie přenášené generovaným laserovým svazkem, což přispívá k lepší orientaci o prováděném zákroku.



Obr.22 Charakteristika hustoty výkonu podle nastavení středního výkonu

Po propočítání hustoty výkonu výstupního svazku laseru bylo zjištěno, že při nastavení středního výkonu na hodnotu 10 W dosahuje hustota výkonu v pasu svazku téměř  $8 \text{ kW/cm}^2$ . Maximální hustota výkonu, které optické záření dosahuje v pasu svazku je pro všechny naměřené hodnoty uvedena v Tab. 4

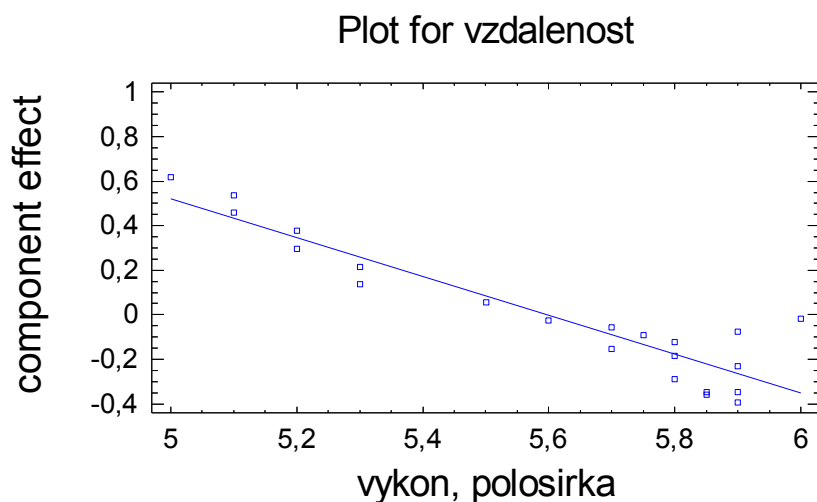
Nastavený výkon [W]	2	4	6	8	10
Maximální hustota výkonu [ $\text{W/cm}^2$ ]	1352,82	3023,94	4854,23	6286,62	7957,75

Tab. 4: Maximální hustota výkonu

## 6.5 Vyhodnocení bezpečnosti užití

Podle mezních hodnot uváděných v kapitolách 4 a 5 by nemělo docházet k vážnějším úrazům na lidské kůži při maximální dosažené hustotě výkonu  $10 \text{ W/cm}^2$ , ovšem pouze za předpokladu, že bude tkáň ozařována jen velmi krátkou dobu (neúmyslně). Takováto hustota výkonu je však mnohonásobně překročena i při nastavení nejnižší hodnoty středního výkonu. Z tohoto důvodu bylo pomocí regresní analýzy zjištěno, v jaké vzdálenosti od konce optického vlákna je možno očekávat hustotu výkonu  $10 \text{ W/cm}^2$  a tedy od jaké vzdálenosti by již neměl být laserový svazek životu nebezpečný. Bylo využito zjištěných vztahů mezi vzdáleností od konce optického vlákna, pološířkou svazku, středním výkonem a hustotou

výkonu. K zpracování regresní analýzy byl použit statistický program STATGRAPHIC Plus. Nejprve byla za použití vícenásobné regrese zjištěna rovnice vyrovnávací křivky popisující závislost vzdálenosti od konce optického vlákna na pološírce svazku a středním výkonu.



Obr.23 Závislost vzdálenosti na pološírce svazku a středním výkonu

#### Multiple Regression Analysis

Dependent variable: vzdalenost

Parameter	Standard Estimate	T Error	Statistic	P-Value
CONSTANT	<b>5,45056</b>	2,54867	2,13859	0,0457
vykon	<b>-0,872287</b>	0,42067	-2,07357	0,0520
polosirka	<b>2,99708</b>	0,24115	12,4283	0,0000

#### Analysis of Variance

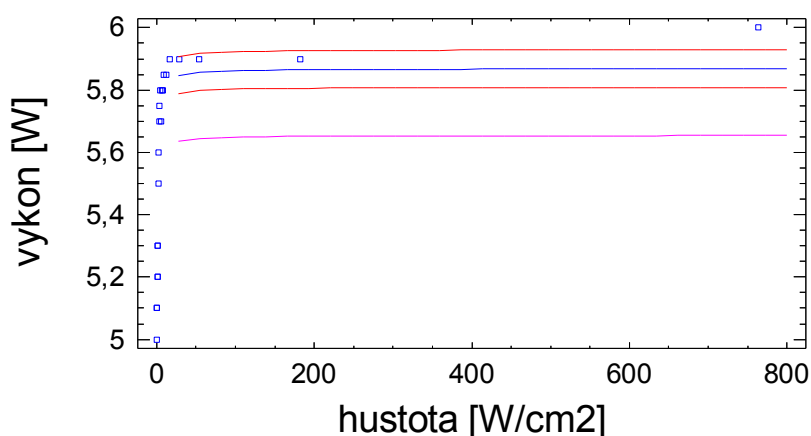
Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	P-Value
Model	80,66	2	40,33	2810,05	<b>0,0000</b>
Residual	0,272689	19	0,0143521		
Total (Corr.)	80,9327	21			

R-squared = **99,6631** percent

Vzhledem k tomu, že se jedná o vícenásobnou regresní analýzu, nelze uvádět jednotky. Jak je patrné z výše uvedených dat, byly stanoveny jednotlivé koeficienty rovnice vyrovnávající křivky. Vzhledem k tomu, že p-value pro F-test je rovna 0, je zřejmé, že lineární závislost mezi vzdáleností a výkonem a pološířkou existuje. Index determinace  $R^2$  (R-squared) udává hodnotu rozptylu vysvětlované proměnné. V tomto případě je regresním modelem popsáno 99,66%. Předpoklady pro použití lineárního regresního modelu byly ověřeny. Odhadovaná rovnice pro výpočet bezpečné vzdálenosti pomocí středního výkonu a pološířky svazku je následující:

$$\text{Vzdálenost} = 5,45056 - 0,872287 \cdot \text{výkon} + 2,99708 \cdot \text{pološířka} \quad (6.6)$$

Aby však bylo možno vypočítat bezpečnou vzdálenost pro práci s laserem, je nutné tuto rovnici doplnit o následující dvě regrese popisující závislost středního výkonu na hustotě výkonu a pološířky svazku na hustotě výkonu.



Obr.24 Závislost středního výkonu na hustotě výkonu

Regression Analysis - S-curve model:  $Y = \exp(a + b/X)$

Dependent variable: výkon

Independent variable: hustota

Parameter	Standard Estimate	T Error	Statistic	P-Value
Intercept	<b>1,76893</b>	0,0048839	362,195	0,0000
Slope	<b>-0,0949022</b>	0,00634863	-14,9485	0,0000

### Analysis of Variance

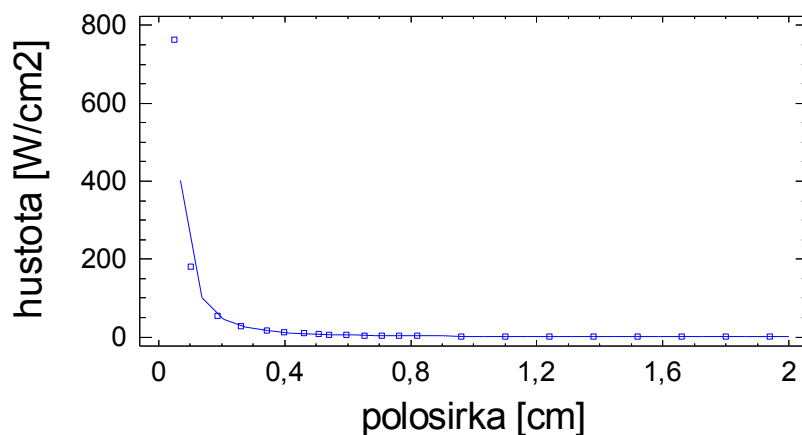
Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	P-Value
Model	0,0661836	1	0,0661836	223,46	<b>0,0000</b>
Residual	0,00592362	20	0,000296181		
Total (Corr.)	0,0721072	21			

Correlation Coefficient = -0,958045

R-squared = **91,785** percent

Červeně jsou opět v první tabulce znázorněny určené koeficienty rovnice vyrovnávající křivky. Hodnota p-value pro F-test je opět rovna 0. Lineární závislost mezi výkonem a hustotou výkonu je potvrzena. Index determinace  $R^2$  (R-squared) je roven 91,79%. Předpoklady pro použití lineárního regresního modelu byly ověřeny. Odhadovaná rovnice pro výpočet středního výkonu je:

$$výkon = e^{\left(1,76893 - \frac{0,0949022}{hustota}\right)} \quad (6.7)$$



Obr.25 Závislost pološířky svazku na hustotě výkonu

Regression Analysis - Multiplicative model:  $Y = a \cdot X^b$

Dependent variable: polosirka

Independent variable: hustota

Parameter	Standard Estimate	T Error	Statistic	P-Value
Intercept	<b>0,64703</b>	0,0		
Slope	<b>-2,0</b>	0,0		

NOTE: intercept =  $\ln(a)$

#### Analysis of Variance

Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	P-Value
Model	73,7024	1	73,7024		
Residual	0,0	20	0,0		
Total (Corr.)	73,7024	21			

Correlation Coefficient = -1,0

R-squared = **100,0** percent

Byly určeny koeficienty rovnice vyrovnávající křivky. Index determinace  $R^2$  (R-squared) je roven 100%. Předpoklady pro použití lineárního regresního modelu byly ověřeny. Odhadovaná rovnice pro výpočet pološířky svazku je:

$$hustota = \frac{1,90986}{pološirka^2} \quad (6.8)$$

Na základě této regresní analýzy byla zjištěna bezpečná vzdálenost pro práci s laserem. Tato hodnota odpovídá vzdálenosti 1,59 cm od výstupu laserového svazku z optického vlákna. Vzhledem k problematice měření byla pološířka svazku od vzdálenosti 2 cm dopočítána pomocí zjištěné divergence svazku. Vzhledem k tomu, že se pološířka svazku po překonání Rayleighovy vzdálenosti lineárně zvětšuje, se vypočtené hodnoty velice přibližují hodnotám skutečným.

## 7 Závěr

Vzhledem k tomu, že se lasery postupně staly nedílnou součástí medicíny, je potřeba, aby se povědomí o problematice těchto přístrojů rozšířilo také mezi studenty Biomedicínského inženýrství. A právě na základě potřeby zavedení laserů do výuky vznikla tato diplomová práce. V jejím průběhu jsem se detailněji seznámila s problematikou konstrukce a činnosti různých typů laserů.

Práce podrobně popisuje jednotlivé části, ze kterých se laser skládá a jejich vlastnosti. Uvádím zde také jejich rozdělení, a to na základě vlastností i oblastí využití. Lasery používané v lékařství jsou popsány ve zvláštní kapitole spolu se způsoby jejich použití.

Laserový svazek přináší se svými jedinečnými vlastnostmi také hrozící nebezpečí úrazu či dokonce úmrtí. Z tohoto důvodu je jedna z kapitol zaměřena na bezpečnost a legislativu, která bezpečnost práce s lasery upravuje.

Ve velké části této práce se věnuji chirurgickému laseru Nd:YAG. V průběhu přípravy tohoto laseru k měření jsem se detailně seznámila s jeho konstrukcí a na základě nabytých vědomostí jsem sepsala jeho vlastnosti. Jedná se o laser VI. třídy, který generuje záření v kontinuálním režimu na dvou vlnových délkách, a to 1060 nm a 1320 nm. Generace v pulzním a impulzním režimu není tento laser schopen z důvodu buzení kryptonovou výbojkou. Avšak pomocí modulace kontinuálního režimu laserovou závěrkou se k jejím vlastnostem blíží. Při nastavení přístroje do pulzního či impulzního režimu je možno nastavit také délku pulzu a to v rozmezí 0,1 – 9,9 s. V této kapitole jsem se věnovala také popisu konstrukce tohoto přístroje a způsobu uvedení laseru do chodu. Tato kapitola popisuje i způsoby měření jednotlivých veličin výstupního laserového záření. Na základě zjištěných vlastností jsem navrhla bezpečnostní opatření pro práci s tímto chirurgickým laserem v laboratořích VŠB.

Vlastní měření probíhalo v prostorách Fakultní nemocnice Ostrava za přítomnosti odborných pracovníků. Změřila jsem pološířku svazku a na základě naměřených hodnot jsem určila pas svazku a odvodila divergenci svazku, která je  $15^\circ$ . Tak velká divergence se u laserů většinou nevyskytuje, ale vzhledem k tomu, že byl tento laser dříve používán k chirurgickým zákrokům, je větší hodnota divergence vítána. Umožňuje totiž soustředit do pasu svazku co největší hustotu výkonu a zároveň je tak dosaženo jejího extrémního poklesu s přibývajícím vzdáleností od pasu svazku.

Vzhledem k tomu, že jde o laser generující v infračervené oblasti, měřila jsem v rámci bezpečnosti práce střední výkon pro obě vlnové délky pouze v rozmezí 1 – 10 W. Výsledkem tohoto měření bylo zjištění nepřesnosti nastavení výstupního výkonu pro hodnoty 1 – 2 W. Chyba nastavení dosahovala při těchto hodnotách 15 – 30 %.

Na základě změřeného středního výkonu a pološířky svazku jsem vypočetla předpokládané rozložení hustoty výkonu na vzdálenosti 7 cm od místa výstupu laserového

svazku z optického vlákna. Maximální hodnota hustoty výkonu pro výkon 10 W dosahuje  $7,96 \text{ kW/cm}^2$ .

Aby bylo možno předejít co nejvíce úrazům způsobeným laserovým zářením, vypočetla jsem pomocí regresní analýzy vzdálenost, ve které by již nemělo docházet k vážnějším zraněním. Tato vzdálenost je 1,59 cm. Vztahuje se však pouze pro nastavený střední výkon 6 W a to z toho důvodu, že byla tato hodnota nejvhodnější pro měření pološířky svazku.

Dle zmíněných výsledků zhodnocených v závěru je možno tvrdit, že jsem splnila všechny body zadání a tato diplomová práce může být základem, od něhož se bude odvíjet další příprava výuky laserů na Biomedicinském inženýrství.



## Seznam použité literatury

- [1] VRBOVÁ, Miroslava, JELÍNKOVÁ, Helena, GAVRILOV, Petr. *Úvod do laserové techniky*. Praha, 1998, 228 s. ISBN 80-010-1108-9.
- [2] VRBOVÁ, Miroslava. *Lasery a moderní optika - oborová encyklopedie*. 1. vyd. Praha: Prometheus, 1994, 474 s. ISBN 80-85849-56-9.
- [3] KOECHNER, Walter. *Solid-state laser engineering*. 5th rev. and updated ed. New York: Springer, 1999, xi, 746 p. ISBN 35-406-5064-4.
- [4] Sylaby Prof. Ing. Heleny Jelínkové, DrSc. k přednáškám Aplikace laserů vyučované na CTU (ČVUT), FNSFE (FJFI)
- [5] JAVŮREK, Jan. *Fototerapie biolaserem: léčebná metoda budoucnosti*. Vyd. 1. Praha: Grada, 1995, 201 s. ISBN 80-716-9046-5.
- [6] NAVRÁTIL, Leoš. *Lasery a pulzní magnety v terapii*. 1. vyd. Praha: Alberta, 1994, 93 s. ISBN 80-857-9209-5.
- [7] KOPECKÝ, Dušan. *Aplikace laseru v medicíně*. Pardubice. VOŠ Pardubice. Lékařská elektronika. Diplomová práce. Vedoucí práce Vlastimil Remsa.
- [8] KOLÁŘOVÁ, Hana, DITRICHOVÁ, Dagmar. *Laserové záření v medicíně*. 1. vyd. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého, 1996, 37 s. ISBN 80-706-7608-6.
- [9] TRÄGER, Frank. *Springer handbook of lasers and optics* [online]. 1. vyd. New York: Springer, 2007, xxvi, 1332 p. [cit. 2013-02-08]. ISBN 03-873-4557-4. Dostupné z: <<http://link.springer.com/referencework/10.1007/978-0-387-30420-5/page/1>>.
- [10] SALEH, Bahaa. *Základy fotoniky 1: fundamentals of photonics*. 1. vyd. Praha: Matfyzpress, 1994, 228 s. ISBN 80-85863-01-4.
- [11] SALEH, Bahaa. *Základy fotoniky 3: fundamentals of photonics*. 1. vyd. Praha: Matfyzpress, 1995, 330 s. ISBN 80-85863-05-7.
- [12] BOULNOIS, Jean-Luc. Photophysical process in recent medical laser developments. *Lasers in medical science*. 1986, č. 1. ISSN 0268-8921.
- [13] Nd:YAG Rod. *Wavelength Technology* [online]. c2012 [cit. 2013-03-10]. <<http://www.wavelength-tech.com/Laser-Accessory/LaserRod&Lamp.jsp>>.
- [14] LIU, Xue-Sheng, Zhi-Yong WANG, Xin YAN a Ying-Hua CAO. A High-Energy Good-Beam-Quality Krypton-Lamp-Pumped Nd:YAG Solid-State Laser with One Pump Cavity. *Chinese Physics Letters*. 2008, č. 25, s. 3. ISSN 1741-3540.

- [15] IKESUE, Akio, Toshiyuki KINOSHITA, Kiichiro KAMATA a Kunio YOSHIDA. Fabrication and Optical Properties of High-Performance Polycrystalline Nd:YAG Ceramics for Solid-State Lasers. *Journal of the American Ceramic Society*. United States of America: Blackwell Publishing, Inc, 1995, roč. 78, č. 4, 1033–1040. DOI: 10.1111/j.1151-2916.
- [16] GRUBER, John B., Dhiraj K. SARDAR, Raylon M. YOW, Toomas H. ALLIK a Bahram ZANDI. Energy-level structure and spectral analysis of Nd<sup>3+</sup>(4f<sup>3</sup>) in polycrystalline ceramic garnet Y<sub>3</sub>Al<sub>5</sub>O<sub>12</sub>. *Journal of Applied Physics: Lasers, optics and optoelectronics*. United States of America: American Institute of Physics, 2004, roč. 96, č. 6. DOI: 1089-7550. Dostupné z: <jap.aip.org/resource/1/japiau/v96/i6/p3050\_s1?isAuthorized=no>.
- [17] GRUBER, John B., Marian E. HILLS, Toomas H. ALLIK, C. K. JAYASANKAR, John R. QUAGLIANO a F. S. RICHARDSON. Comparative analysis of Nd<sup>3+</sup>(4f<sup>3</sup>) energy levels in four garnet hosts. *Physical Review B: Condensed Matter*. 1990, roč. 41, č. 12, s. 7999-8012. DOI: 0163-1829.
- [18] MONCHAMP, Roch R. The distribution coefficient on neodymium and lutetium in Czochralski grown Y<sub>3</sub>Al<sub>5</sub>O<sub>12</sub>. *Journal of crystal growth*. Amsterdam: North-Holland Publishing Company, 1971, roč. 11, č. 3, s. 310-312.
- [19] IEC 60825-1. *International standard: Safety of laser products*. 1. vyd. Geneva: IEC Central Office, 2001.
- [20] MARSHALL, Wesley a David H SLINEY. *Laser safety guide*. 10th ed. Orlando, FL: Laser Institute of America, c2000, iv, 50 p. ISBN 09-120-3506-4.
- [21] SLINEY, David H a Myron WOLBARSH. *Safety with lasers and other optical sources: a comprehensive handbook*. New York: Plenum Press, c1980, xxviii, 1035 p. ISBN 03-064-0434-6.
- [22] KHORANA, Brij M, Junheng LI a Michail M PANKRATOV. *Lasers in medicine and dentistry: diagnostics and treatment, 4-5 November 1996, Beijing, China*. Bellingham, Wash.: SPIE, c1996, vii, 238 p. Proceedings of SPIE--the International Society for Optical Engineering, v. 2887. ISBN 08-194-2288-6.
- [23] LU, Jianren, Jie SONG, Mahendra PRABHU, Jianqui XU, Ken-Ichi UEDA, Hideki YAGI, YANAGITANI a Alexis KUDRYASHOV. High-power Nd:Y<sub>3</sub>Al<sub>5</sub>O<sub>12</sub> Ceramic Laser. *Japanese Journal of Applied Physics*. 2000, č. 39, s. 1048-1050. DOI: 10.1143.
- [24] Česká republika. Vyhláška Ministerstva zdravotnictví ze dne 15. února 2001, kterou se stanoví podmínky pro zařazování prací do kategorií, limitní hodnoty ukazatelů biologických expozičních testů a náležitosti hlášení prací s azbestem a biologickými činiteli. In: *SBÍRKA ZÁKONŮ ČESKÁ REPUBLIKA*. Praha: Tiskárna Ministerstva vnitra, 28. února 2001, 89/2001 Sb., 35.

- [25] Česká republika. Nařízení vlády č. 361/2007 Sb. kterým se stanoví podmínky ochrany zdraví při práci. In: *Zákoník práce a související předpisy*. 01.01.2008, 361/2007 Sb.
- [26] ERNEUX, Thomas, GLORIEUX, Pierre. *Laser dynamics*. New York: Cambridge University Press, 2010, xvi, 361 p. ISBN 978-052-1830-409.
- [27] TYSON, Robert K. *Principles of Adaptive Optics*. 3rd ed. Hoboken: CRC Press, 2010. ISBN 978-143-9808-597.
- [28] HENDERSON, B a Ralph H BARTRAM. *Crystal field engineering of solid state laser materials*. New York: Cambridge University Press, 2000, xv, 398 p. Cambridge studies in modern optics (Unnumbered). ISBN 05-215-9349-2.
- [29] DIGONNET, Michel J.F. *Rare-earth-doped fiber lasers and amplifiers* [online]. 2nd ed., rev. and expanded. New York: Marcel Dekker, 2001 [cit. 2011-05-22]. ISBN 02-039-0465-6. Dostupné z: <[http://books.google.cz/books?id=cogRJ6Lr-1gC&printsec=frontcover&hl=cs&source=gbs\\_ge\\_summary\\_r&cad=0#v=onepage&q&f=false](http://books.google.cz/books?id=cogRJ6Lr-1gC&printsec=frontcover&hl=cs&source=gbs_ge_summary_r&cad=0#v=onepage&q&f=false)>.

## Seznam obrázků

Obr.1	Základní součásti laseru [1].....	8
Obr.2	Diagram stability [1] .....	10
Obr.3	Schéma přechodů v tříhladinovém a čtyřhladinovém systému [2] .....	14
Obr.4	Interakce laserového záření s tkání [4].....	20
Obr.5	Řez lidským okem [3] .....	25
Obr.6	Spektrální propustnost oka [3] .....	26
Obr.7	Krystal Nd:YAG – aktivní prostředí laseru [11] .....	31
Obr.8	Odráživost záření v budící dutině.....	32
Obr.9	Budící dutina s aktivním prostředím a kryptonovou výbojkou .....	33
Obr.10	Schéma přístroje .....	34
Obr.11	Vnitřní rozložení optiky .....	35
Obr.12	Zobrazovací kartičky pro 1060 nm a 1320 nm.....	37
Obr.13	Ochranné brýle .....	37
Obr.14	Výstražná tabulka .....	38
Obr.15	Odchýlení záření na štěrbině .....	40
Obr.16	Difrakční obrazec .....	40
Obr.17	Spektrální charakteristika kontinuálního Nd:YAG laseru [9] .....	44
Obr.18	Prostorová struktura svazku .....	46
Obr.19	Schéma zapojení pro měření středního výkonu .....	47
Obr.20	Charakteristika středního výkonu pro $\lambda=1064$ nm .....	48
Obr.21	Charakteristika středního výkonu pro $\lambda=1320$ nm .....	49
Obr.22	Charakteristika hustoty výkonu podle nastavení středního výkonu .....	50
Obr.23	Závislost vzdálenosti na pološířce svazku a středním výkonu .....	51
Obr.24	Závislost středního výkonu na hustotě výkonu .....	52
Obr.25	Závislost pološířky svazku na hustotě výkonu .....	53